



**UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI NAPOLI
“FEDERICO II”**



**DOTTORATO IN SCIENZE VETERINARIE
XXIX CICLO**

TESI

**“Valutazione dell’interazione tra variabili
morfometriche e forze di reazione del suolo mediante
pedana di forza in cani di differente morfotipo”**

Candidato

Dott.ssa Caterina Balestriere

Tutor

Prof. Gerardo Fatone

DOTTORATO IN SCIENZE VETERINARIE - Segreteria *Dott.ssa Maria Teresa Cagiano*
Coordinamento - *Prof. Giuseppe Cringoli*

fabrum esse suae quemque fortunae

Appio Claudio Cieco

Lista delle abbreviazioni	13
Lista delle figure	15
Lista delle tabelle	17
Abstract	19
 Introduzione	 23
Bibliografia	24
 Capitolo 1	
1.1 Andature	32
1.2 Modalità di analisi delle andature e del moto	36
1.3 Chinesiologia	36
1.4 Elementi di variabilità	40
1.5 Parametri di studio	44
1.6 Bibliografia	51
 Capitolo 2	
Materiali e metodi	57
2.1 Misurazioni morfometriche	59
2.2 Gait analysis	59
2.3 Obiettivi dello studio	61
2.4 Analisi statistica	61
2.5 Bibliografia	63
 Capitolo 3	
Risultati	65
3.1 Casistica	67
3.2 Risultati dell'analisi di regressione lineare nei mesomorfi	70
3.2.1 Bipede anteriore	70
3.2.2 Bipede posteriore	70
3.3 Risultati dell'analisi di regressione lineare nei dolicomorfi	72
3.3.1 Bipede anteriore	72

3.3.2 Bipede posteriore	72
3.4 Risultati dell'analisi di regressione lineare multipla per mesomorfi e dolicomorfi	80
3.4.1 Bipede anteriore	80
3.4.2 Bipede posteriore	82
 Capitolo 4	
Discussione	85
4.1 Bibliografia	91
 Capitolo 5	
Conclusioni	95
5.1 Bibliografia	96

Ringraziamenti

Il primo ringraziamento è per la mia famiglia, sempre vicina in ogni momento della mia vita.

Il secondo è per il professore Fatone, guida durante il mio percorso formativo negli ultimi tre anni.

Il terzo è per tutti i professori e i colleghi che lavorano (o hanno lavorato) presso il Dipartimento di Medicina Veterinaria e produzioni Animali, con cui ho condiviso gli ultimi tre anni e che hanno contribuito, ognuno in maniera diversa, alla mia crescita personale e professionale.

Un ringraziamento in particolare è per la prof. Pasolini e per Giovanni, che hanno contribuito in maniera importantissima a questo progetto di ricerca.

Grazie a Cristina, che per prima è riuscita a farmi appassionare al mondo della gait analysis.

Grazie a Marzia, Caterina, Claudia e a tutti i colleghi e amici con cui ho trascorso ore di lavoro che non mi sono mai pesate.

Ringrazio inoltre gli amici del Centro Cinotecnico Campano, e i rappresentanti delle delegazioni provinciali dell'E.N.C.I. di Napoli e Frosinone.

Voglio ancora ringraziare, per la disponibilità, la pazienza e l'aiuto indispensabile, il dottore Alfonso Piscitelli, che mi ha guidata nel complesso mondo della Statistica.

GRF	Ground Reaction Forces (forze di reazione del suolo)
PVF	Peak Vertical Force (picco di forza verticale)
VI	Vertical Impulse (impulso verticale)
ST	Stance Time (tempo d'appoggio)
PVF _{%BW}	Peak Vertical Force-%Body Weight (picco di forza verticale espresso in % di peso corporeo)
BW	Body Weight (peso corporeo)
WH	Withers Height (altezza al garrese)
L	Distanza T2-L7
O	Lunghezza omero
F	Lunghezza femore
V	Velocità media
V*	Velocità relativa
g	Accelerazione gravitazionale
ST*	Stance Time (tempo d'appoggio) normalizzato secondo Voss 2010
VI*	Vertical Impulse (impulso verticale) normalizzato secondo Voss 2010
R	Coefficiente di correlazione
R ²	Coefficiente di determinazione
β	Coefficiente angolare

- 1.1 Rappresentazione delle GRF
- 1.2 Rappresentazione delle forze sul piano
- 3.3 Rette di regressione
- 3.4 Rette di regressione
- 3.5 Rette di regressione
- 3.6 Rette di regressione
- 3.7 Rette di regressione
- 3.8 Rette di regressione
- 3.9 Rette di regressione
- 3.10 Rette di regressione
- 3.11 Rette di regressione
- 3.12 Rette di regressione
- 3.13 Rette di regressione
- 3.14 Rette di regressione
- 3.15 Piani di regressione
- 3.16 Piani di regressione
- 3.17 Piani di regressione
- 3.18 Piani di regressione
- 3.19 Piani di regressione
- 3.20 Piani di regressione

3.1	Distribuzione in base al sesso
3.2	Distribuzione in base alla razza
3.3	Distribuzione in base alla razza
3.4	Risultati misurazioni morfometriche
3.5	Coefficienti per le regressioni
3.6	Coefficienti per le regressioni
3.7	Coefficienti per le regressioni
3.8	Coefficienti per le regressioni
3.9	Coefficienti per le regressioni
3.10	Coefficienti per le regressioni
3.11	Coefficienti per le regressioni
3.12	Coefficienti per le regressioni

INTRODUCTION: Clinical evaluation of canine gait has been used for many years: the largest concern with this kind of analysis is its subjective nature.

During a subjective evaluation, a clinician eye is only able to perceive a few kinematic variables at a time, but the modern techniques of kinematic or kinetic analysis system can capture and store hundreds of observations per second. This recorded quantitative data are then available for analysis, evaluation and comparison at any time.

Historically, gait analysis in dog was difficult to perform, due to time required for set-up, data collection, and the necessity of a complicated post processing of the recorded data.

The evolution of computer technology in computer assisted gait analysis has improved the ability to quantitatively define temporospatial gait characteristics, and has dramatically reduced the time required to perform the examination.

The kinetic evaluation with force plate gait analysis allow to measure the ground reaction forces (GRF), that shows limb loading of the subject.

Objective measures of musculoskeletal function obtained with force plate analysis have been used in veterinary medicine mostly for horses and dogs one problem with the GRFs is that are highly dependent on body mass and traveling velocity. In order to minimize variability, current guidelines are to normalize GRF to bodyweight, and to use a narrow velocity range.

Even after data normalization to body weight, however, important variability, probably due to the influence of other morphometric measures, persists in the data.

In the last ten years, rescaling of the gait parameters to BW or size, or both combined, and the use of relative velocity, according to the theory of dynamic similarity, was evaluated. A small percentage of variability persisted even after full data normalization, and that is probably related to the influence of dog morphology.

OBJECTIVE: The aim of this study was to compare the results obtained from the sample with the literature findings, and to evaluate the influence of the morphometric measures and their combination, on the GRF and ST in two groups of dogs.

MATERIALS AND METHODS: 50 dogs were included in this study, starting from a sample of 118, and divided in two groups: mesomorphic (n=36) and dolicomorphic (n=14) dogs.

Gait force plate analysis was performed for all dogs and specific morphometric measures were recorded. The influence of the morphometric measures on peak vertical force (PVF), vertical impulse (VI) and stance time (ST) was evaluated with statistical analysis: simple linear regression and multiple linear regression were performed.

RESULTS: Linear regression results were similar to those of the reference literature. The influence of variable interactions on GRF was more significant than the one of the single variable, in our model. PVF and VI, in the forelimb of both groups, showed positive linear correlation with the interaction body weight x withers height (BWxWH) in both groups.

In the hindlimb, GRF showed positive linear correlation with the interaction body weight x medium velocity (BWxV): this result underlines the fact that variable should be considered, for data normalization, as interactions.

The use of interactions could, maybe, give a better explanation of the variables which act on GRF: in fact in nature is the correlation of factors that generally influence the phenomena.

CONCLUSIONS: The variable interactions between body weight, body size and subject velocity on GRF were the one that caused the major variability in the sample, thus new criteria for normalization should be made, starting from a bigger sample and the combination of kinetic and kinematic analysis.

INTRODUZIONE: La valutazione clinica dell'andatura è comunemente impiegata nell'esame dell'apparato locomotore dei piccoli animali ed è in grado di fornire importanti informazioni diagnostiche sul soggetto in esame; i dati raccolti sono però spesso soggettivi e, quindi, difficilmente confrontabili.

Il clinico è in grado di percepire soltanto una parte delle variabili che influenzano l'andatura, mentre le moderne tecniche di analisi cinetica e cinematica possono registrare e conservare centinaia di osservazioni per secondo. Questi dati quantitativi possono essere sottoposti ad analisi o confrontati con altri rilievi in qualsiasi momento.

In passato l'analisi cinematica e cinetica dell'andatura richiedeva tempi lunghi per la preparazione della strumentazione, che era spesso molto ingombrante, e per l'elaborazione dei dati.

Grazie all'evoluzione delle tecnologie informatiche oggi è molto più semplice e veloce raccogliere i dati che permettono di definire al meglio, con parametri quantitativi e qualitativi, le caratteristiche dell'andatura.

Gli studi di cinetica permettono di rilevare le forze di reazione del suolo (GRF) che esprimono il carico sostenuto dall'arto.

Queste misurazioni oggettive della funzionalità muscoloscheletrica dell'arto sono state impiegate in medicina veterinaria, principalmente per il cane e per il cavallo.

Le GRF sono influenzate da numerose variabili: tra queste risultano preponderanti il peso corporeo e la velocità con cui si muove il soggetto in esame.

Per confrontare le GRF di soggetti diversi, secondo diversi ricercatori, occorre normalizzare i dati in base al peso corporeo ed impiegare un range di velocità piuttosto ristretto.

La normalizzazione dei dati in base al peso corporeo non risulta però sufficiente ad eliminare completamente la variabilità presente tra gli stessi, che potrebbe essere legata alle differenti morfologie dei soggetti.

Negli ultimi dieci anni sono state proposte ulteriori normalizzazioni in base all'altezza al garrese e alla conformazione corporea, insieme all'impiego della velocità relativa, calcolata secondo i principi della "similarità dinamica", per ridurre la variabilità che residuava dopo la normalizzazione in base al peso corporeo. La variabilità risultava ridotta, ma non completamente eliminata.

OBIETTIVO: Con questo studio abbiamo voluto valutare l'influenza delle misure morfometriche considerate e della velocità sulle forze di

reazione del suolo e sul tempo di appoggio (ST) e stimare l'interazione tra variabili morfometriche e la loro incidenza sulle GRF e sullo ST.

Altro scopo è consistito nell'individuare l'eventuale l'esistenza di differenze delle relazioni tra misure morfometriche e GRF tra i due gruppi di soggetti presi in esame.

MATERIALI E METODI: In questo studio, partendo da un campione iniziale di 118 cani, sono stati inclusi 50 soggetti, divisi in due gruppi in base alla conformazione corporea; mesomorfi (n=36) e dolicomorfi (n=14). Tutti i soggetti sono stati sottoposti ad analisi cinetica mediante piattaforma di forza e per ogni soggetto sono state registrate specifiche misure morfometriche.

L'influenza delle misure morfometriche sul picco di forza verticale (PVF), impulso verticale (VI) e ST, è stata valutata attraverso l'analisi statistica mediante regressione lineare semplice e la regressione lineare multipla.

RISULTATI: La regressione lineare semplice ha offerto risultati conformi a quelli della letteratura di riferimento; mentre, dai risultati ottenuti impiegando la regressione lineare multipla è emerso come l'influenza delle interazioni tra variabili fosse più importante di quella delle singole variabili.

Il PVF e VI per l'arto anteriore sono positivamente correlati con l'interazione peso corporeo per l'altezza al garrese (BWxWH) in entrambi i gruppi.

Il PVF e VI per l'arto posteriore hanno mostrato correlazione lineare positiva con l'interazione peso corporeo per velocità media (BWxV).

Tali risultati rispecchiano in maniera più realistica, probabilmente, quanto avviene nella realtà, poiché difficilmente un fenomeno naturale può essere spiegato dall'azione di un singolo fattore.

CONCLUSIONI: Le interazioni tra variabili significative nel nostro modello potrebbero essere utilizzate per impostare nuove formule da impiegare per la normalizzazione delle GRF. Un campione più ampio e la combinazione tra gli studi di cinetica e cinematica potrebbero meglio spiegare gli effetti delle caratteristiche morfologiche sulle GRF.

L'esame clinico dell'apparato locomotore nel cane, con particolare riferimento all'andatura, permette di ottenere, in base all'esperienza dell'operatore, una serie di informazioni utili per la diagnosi di zoppia. La soggettività della valutazione ed il ricorso a segni clinici diversi permettono di ottenere dati difficilmente comparabili tra diversi soggetti ed a volte nell'ambito dello stesso soggetto valutato a distanza di tempo.

Per ottenere dati quantitativi comparabili sull'andatura, la "gait analysis" mediante l'impiego di una o più pedane di forza rappresenta, ad oggi, il gold standard (Conzemius et al., 2005; Gordon et al., 2003; Quinn et al., 2007).

L'analisi cinetica, eseguita mediante piattaforma di forza, permette di rilevare le forze di reazione del suolo (GRF) che rappresentano un parametro attendibile del carico effettivo dell'arto in esame. La piattaforma di forza offre, quindi, una elevata sensibilità e permette di rilevare minime variazioni delle GRF, evidenziando anche le zoppie più lievi che potrebbero non essere identificate col solo esame clinico (Evans et al., 2005).

Le GRF sono influenzate da una serie di variabili: tra queste risultano molto importanti la velocità, la taglia (peso, altezza) e la morfologia del soggetto. L'influenza di questi fattori rende difficile il confronto dei risultati ottenuti da gruppi di cani non omogenei per razza (Voss et al., 2011).

Per minimizzare la variabilità dei dati, le attuali linee guida suggeriscono la normalizzazione dei valori ottenuti in base al peso corporeo delle GRF e l'impiego di range di velocità ristretti (Bertram et al., 2000; Hans 2014).

Studi recenti, volti ad identificare gli elementi di predittività delle GRF, hanno proposto nuovi modelli di normalizzazione dei dati, che tenessero conto anche delle variabili morfometriche dei soggetti in esame (Voss et al., 2010; Voss et al., 2011). La valutazione dell'incidenza di tali variabili è stata dimostrata mediante il confronto tra il singolo parametro in esame e le GRF.

Primo obiettivo del nostro studio è stato valutare l'influenza di alcune misure morfometriche e della velocità sulle GRF e sul tempo di appoggio (Stance Time, ST) come descritto in letteratura (Voss et al., 2010) in due gruppi di cani: uno includeva soggetti mesomorfi, l'altro dolicomorfi. Secondo obiettivo è stato stimare quali variabili morfometriche, interagendo tra loro, incidevano significativamente, e con quale intensità, su GRF e ST. Ulteriore obiettivo è consistito nel valutare l'esistenza di differenze di queste relazioni tra i due gruppi.

- Bertram**, John EA, et al. "Comparison of the trotting gaits of Labrador Retrievers and Greyhounds." *American journal of veterinary research* 61.7 (2000): 832-838.
- Conzemius**, M. G., Evans, R. B., Besancon, M. F., Gordon, W. J., Horstman, C. L., Hoefle, W. D., ... & Wagner, S. D. (2005). Effect of surgical technique on limb function after surgery for rupture of the cranial cruciate ligament in dogs. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 226(2), 232-236.
- Evans**, Richard, Chris Horstman, and Mike Conzemius. "Accuracy and optimization of force platform gait analysis in Labradors with cranial cruciate disease evaluated at a walking gait." *Veterinary Surgery* 34.5 (2005): 445-449.
- Gordon**, W. J., Conzemius, M. G., Riedesel, E., Besancon, M. F., Evans, R., Wilke, V., & Ritter, M. J. (2003). The relationship between limb function and radiographic osteoarthritis in dogs with stifle osteoarthritis. *Veterinary Surgery*, 32(5), 451-454.
- Hans**, E. C., Zwarthoed, B., Seliski, J., Nemke, B., & Muir, P. (2014). Variance associated with subject velocity and trial repetition during force platform gait analysis in a heterogeneous population of clinically normal dogs. *The Veterinary Journal*, 202(3), 498-502.
- Quinn**, M. M., Keuler, N. S., Lu, Y., Faria, M. L. E., Muir, P. and Markel, M. D. (2007), Evaluation of Agreement Between Numerical Rating Scales, Visual Analogue Scoring Scales, and Force Plate Gait Analysis in Dogs. *Veterinary Surgery*, 36: 360–367. doi:10.1111/j.1532-950X.2007.00276.x
- Voss**, K., Galeandro, L., Wiestner, T., Haessig, M., & Montavon, P. M. (2010). Relationships of body weight, body size, subject velocity, and vertical ground reaction forces in trotting dogs. *Veterinary surgery*, 39(7), 863-869.
- Voss**, K., Wiestner, T., Galeandro, L., Hässig, M., & Montavon, P. M. (2011). Effect of dog breed and body conformation on vertical ground reaction forces, impulses, and stance times. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 24(2), 106.

Capitolo 1

Andatura del cane, zoppie e modalità di valutazione

La zoppia è una alterazione della normale andatura la cui origine può essere algica o meccanica.

Le condizioni *algiche* che sostengono una zoppia possono essere osteoartrosi, artropatie in generale, affezioni ossee infiammatorie, neoplastiche, patologie muscolari, tendinee, legamentose (con ripercussioni secondarie sulla meccanica articolare).

Le zoppie *meccaniche* originano da alterazioni di natura malformativa, (con accorciamento di un arto), patologie post traumatiche (callo osseo deforme, contrattura del quadricipite) oppure di sviluppo (lussazione di rotula). Anche le zoppie di origine meccanica, con il tempo, si trasformano in “algiche” in conseguenza delle ripercussioni che queste hanno sui distretti articolari in conseguenza dell’alterato carico.

La individuazione di una zoppia, in corso di esame dell’apparato locomotore, non può prescindere dalla conoscenza della normale andatura. Siccome si sa che determinate zoppie possono manifestarsi solo con alcune andature, è necessario conoscere ogni tipo di andatura: in particolare nel cane sono possibili quattro andature (passo, trotto, galoppo, canter). Nel cane, inoltre, vi è un’ampia variabilità razziale (nonché dimensionale) tra individui a cui si associa anche una differente modalità di espletamento delle varie andature.

L’esame obiettivo particolare dell’apparato locomotore, che richiede, quindi, un background di competenza particolarmente ampio costituito da conoscenza di andature, variabilità razziali, condizioni generali di soggetti normali, ha due finalità: individuazione della sede della patologia che determina la zoppia e scoperta della natura della lesione che è alla base della alterata deambulazione.

Solo la competenza e l’esperienza consentono di effettuare una corretta diagnosi di sede e natura della zoppia anche se, è necessario ammettere, che per quanto precise possano essere osservazioni e descrizioni, ogni considerazione osservazionale porta con sé un certo grado di influenza soggettiva.

Esistono una serie di segni clinici chiave che possono essere considerati e che, in qualche modo, consentono al clinico di approcciare la zoppia, tali segni sono riportati nei principali testi di semeiologia generale e dell’apparato locomotore in particolare.

La quantità minima di osservazioni richiede la valutazione di più cicli di andatura e, quando necessario, facendo variare il tipo di andatura; il soggetto è osservato da più punti di vista, in senso laterale, anteriore, posteriore.

I sintomi chiave sono l'oscillazione della testa, dell'anca, l'accorciamento o l'allungamento del passo, la durata della fase di appoggio dell'arto al suolo che risulta ridotta nei casi di zoppia oltre a potersi osservare una quantità di peso minore caricato sull'arto (minore discesa del carpo o del tarso); per quanto concerne quest'ultimo segno clinico può essere d'aiuto la registrazione di un video dell'andatura con ripresa laterale da entrambi i lati e valutare quando le articolazioni del carpo e del tarso rispettivamente per l'arto anteriore e posteriore, si avvicinano al suolo durante la fase di appoggio: se vi è una differenza l'articolazione che scende meno corrisponde all'arto meno caricato.

Altro segno clinico osservabile per l'arto anteriore, meno per il posteriore è la circumduzione (arto falciante) dell'arto durante la fase di sospensione: questo atteggiamento è innaturale e francamente espressione di un disagio durante la fase di appoggio, nasce dall'esigenza di ridurre il ROM (Range Of Motion) in flessione di una articolazione dolente dell'arto coinvolto.

All'osservazione statica vengono considerati invece l'atrofia muscolare segmentale, le modificazioni posturali, la modifica degli angoli articolari fisiologici, le tumefazioni locali etc. Risulta importante l'osservazione dello spostamento del centro di gravità: il cane tende a spostare verso il lato sano che può tollerare maggiore carico rispetto al lato ammalato e quindi dolente. Normalmente quando si osserva una base d'appoggio allargata di un bipede (anteriore o posteriore) e quello opposto presenta un avvicinamento dei due piedi si può sospettare un coinvolgimento del bipede più raccolto. La rotazione esterna del piede in appoggio è segno di coinvolgimento dell'arto dolente mentre la rotazione interna è compensatoria ed esprime il coinvolgimento dell'arto controlaterale (Conzemius ed Evans, 1999).

A questa considerazione va aggiunta che una fine determinazione richiede rilevamenti osservazionali con caratteristiche temporali che superano la capacità di lavoro dell'occhio umano: alcune alterazioni della locomozione possono essere individuate mediante acquisizione di immagini con un frame rate elevato in maniera da poter effettuare valutazioni dirette e comparative (confronto con arto controlaterale) di elevata precisione.

Se, quindi, l'esame clinico dell'apparato locomotore è destinato alla osservazione di una condizione singola, come avviene nella maggior parte dei casi, è sicuramente sufficiente ad assolvere alle finalità preposte, quando invece sono richieste osservazioni multiple nel tempo sullo stesso soggetto o contemporanee su soggetti differenti da sottoporre poi a valutazioni comparative, necessitano sistemi di rilevazioni che restituiscono un parametro oggettivo e misurabile del grado di zoppia (analisi quantitativa). Sono queste le circostanze, quindi, nelle quali l'analisi qualitativa risulta utile ma insufficiente e si rende necessaria l'analisi quantitativa della zoppia.

Il confronto di dati ottenuti da vari osservatori sulle zoppie del cane mettono in evidenza una mancanza di concordanza nella attribuzione della gravità della zoppia. Questo fenomeno si può avere anche se gli osservatori utilizzano la stessa scala di classificazione molto probabilmente perché ognuno, in base alla propria esperienza, tende a valutare con parametri soggettivi la zoppia (Quinn et al., 2007). Tale considerazione è tanto più vera se l'esigenza di discriminare si ha per le zoppie di grado lieve o intermedia.

In un altro studio tendente a comparare, tra l'altro, la sensibilità dell'osservazione clinica dell'andatura con l'analisi della stessa mediante pedana di forza si evince che l'analisi visuale (clinica) risulta significativamente meno sensibile nel rilevare differenze (Evans et al., 2005). In particolare alla osservazione di 131 cani sottoposti qualche mese prima ad intervento di riparazione del legamento crociato craniale l'osservazione clinica fu in grado di mettere in evidenza solo meno del 10% di soggetti affetti da zoppia mentre la pedana di forza rilevava che il 75% avevano una anomalia nell'andatura. Se il cane era rilevato claudicante all'esame clinico veniva confermato questo dato all'esame strumentale, ma molti cani giudicati normali all'esame clinico apparivano patologici all'esame strumentale.

Questo dato è confermato da altri studi: la sensibilità di osservazione dell'occhio umano aumenta sensibilmente verso gli estremi della scala delle zoppie (soggetti sani o francamente patologici) mentre nel rilievo di condizioni intermedie (zoppie lievi o moderate) è meno sensibile (Quinn et al., 2007).

In quest'ambito risulta di particolare importanza, l'impiego di metodi ad elevata tecnologia che siano in grado di valutare la modalità di impiego

degli arti da parte dell'animale sia in termini quantitativi che qualitativi e, di conseguenza restituirci valori numerici oggettivi e comparabili.

La chinesioologia, attraverso studi di cinetica e cinematica dei pazienti, è in grado di rispondere a queste esigenze; una volta rimossi gli elementi di variabilità della risposta, questi studi sono in grado di garantire una potenzialità di oggettivazione delle risposte affidabile e possono essere impiegati per ottenere parametri utili alle comparazioni nelle osservazioni in serie, nei controlli a distanza, nel follow-up di trattamenti farmacologici e/o chirurgici delle zoppicature.

1.1 Andature

La locomozione è lo spostamento controllato e volontario del corpo tra due punti. Lo spostamento può avvenire secondo varie modalità di deambulazione ognuna delle quali è codificata come andatura. Il cane domestico è capace di effettuare una grande gamma di andature, in uno studio ne sono state individuate oltre 240 (Hildebrand, 1968), ma possono essere schematicamente suddivise in due gruppi principali: simmetriche e asimmetriche (Nunamaker et al., 1985). Nelle andature simmetriche i movimenti degli arti di un lato ripetono quelli del controlaterale mezzo ciclo più avanti; rientrano in queste andature il passo e il trotto (Leach, 2001). Nelle andature asimmetriche, invece, le sequenze dei movimenti dell'arto non ripetono mezzo ciclo più avanti quelle del lato opposto; rientra in questa categoria di andature il galoppo. Un ciclo di andatura, indipendentemente dal fatto che sia simmetrica o asimmetrica, è definibile come una particolare modalità, coordinata e ripetuta di movimento e piazzamento degli arti esibita durante la locomozione.

Volendo semplificare, secondo Elliot (2001) nel cane e nel cavallo vengono impiegati fondamentalmente quattro tipi di andature: passo, trotto, galoppo e canter.

Lo studio delle andature, nel tempo, è stato effettuato prevalentemente sugli equini per ragioni di impiego principalmente sportivo di soggetti di questa specie.

Molte delle osservazioni effettuate sui cavalli sono trasposte sul cane ma, alcuni concetti sono non applicabili per le particolari differenze nel movimento tra specie. In particolare la differente flessuosità del rachide, che è maggiore nel cane per il minor numero di coste, la mobilità tra radio ed ulna e tibia-perone nel cane che consentono rotazione di avambraccio e

gamba, fa sì che alcuni paragoni siano inconsistenti (Zink e Van Dyke, 2013).

Inoltre vi è da considerare l'intrinseca differenza tra razze canine che è determinata dalle predilezioni dei soggetti per le varie andature (Zink e Van Dyke 2013): la flessione del rachide lombare dei levrieri durante il galoppo è funzionale all'allungamento del passo (arti posteriori che atterrano più avanti) mentre potrebbe non essere funzionale al trotto per la cui andatura hanno maggiore predilezione le razze che tendono a portare il rachide in posizione orizzontale.

In relazione al tipo di attitudine sportiva di ogni individuo o razza vi è un impiego prevalente del tipo di andatura: al passo sono impiegati prevalentemente i cani delle forze dell'ordine, mentre i cani da caccia al galoppo, i cani dedicati all'agility il canter.

Il passo è l'andatura più lenta e si estrinseca con una sequenza ben definita di eventi che comincia dall'arto posteriore a cui fa seguito l'arto anteriore omolaterale quindi il posteriore controlaterale ed ancora l'anteriore controlaterale (es: posteriore destro, anteriore destro, posteriore sinistro, anteriore sinistro, posteriore destro). In quest'andatura sono poggiati al suolo contemporaneamente due o tre arti: è l'unica andatura nella quale possiamo avere tre arti contemporaneamente poggiati al suolo. Il passo è stato descritto come la forma di movimento meno stancante e più efficiente nel cane (Howell, 1944). Durante questo tipo di andatura le forze che si scaricano su un arto non sono eccessive; il peso del corpo appare, anche se quasi ugualmente distribuito tra bipede anteriore e posteriore, maggiormente sostenuto dall'arto anteriore, mentre la forza propulsiva è esercitata in maniera più pronunciata dall'arto posteriore (Nunamaker et al., 1985). Inoltre il bipede anteriore permette al soggetto di rallentare, secondo necessità. Il passo si dimostra un'andatura piuttosto vantaggiosa, infatti solo il 30-40% della forza necessaria al movimento viene prodotta dai muscoli, mentre il 60-70% è demandato ai movimenti pendolari degli arti rispetto al corpo (Taylor, 1978).

Il trotto è un'andatura per bipedi diagonali in cui sono poggiati contemporaneamente al suolo e alternativamente un bipede diagonale e quello opposto (anteriore destro e posteriore sinistro, anteriore sinistro e posteriore destro). Tra l'appoggio di un bipede e l'altro c'è una fase di sospensione che però non è presente in tutte le razze, quelle con treno posteriore particolarmente basso, come i pastori tedeschi, non presentano la fase di sospensione. L'efficienza meccanica dell'andatura può essere

giudicata con osservazione laterale (arto anteriore esteso che tocca il suolo in corrispondenza della proiezione al suolo della punta del naso e posteriore omolaterale in massima estensione della coxofemorale) ed anteriore (arti dritti e convergenti verso la proiezione al suolo del centro del corpo). Il trotto è l'andatura più frequentemente impiegata per l'analisi clinica della zoppia in quanto, essendo simmetrica, consente di osservare con maggiore facilità una rottura della armonia del moto; inoltre, è la sola andatura in cui un arto non è coadiuvato nell'appoggio dal controlaterale omologo e, in caso di dolore, supportando tutto il peso, manifesta più facilmente il disagio (Nunamaker et al., 1985).

La principale differenza tra questo tipo di andatura e il passo riguarda l'aumento dei movimenti verticali del corpo, in particolar modo della testa e del collo, oltre che delle altre articolazioni, specialmente quelle di spalla, gomito e carpo per l'arto anteriore e di ginocchio e tarso per l'arto posteriore (Adrian et al., 1966).

Effettuando l'analisi dell'andatura, mediante piattaforma di forza, si nota che le forze verticali estrinsecate dagli arti durante il trotto sono di molto superiori a quelle manifestate durante il passo, nonostante questo tipo di andatura possa essere impiegato anche a velocità inferiori. Resta, invece, simile la situazione per la distribuzione delle forze verticali tra arto anteriore e posteriore.

Il canter è una andatura che nel cane può essere eseguita in due modalità: trasversa e rotatoria; la seconda rende più efficiente l'andatura in curva. La sequenza delle battute è destro posteriore, sinistro posteriore e destro anteriore, sinistro anteriore.

Il galoppo è l'andatura più veloce, è impiegata la potenza dei muscoli paraspinali ed addominali per determinare la flessione e l'estensione del tronco dopo l'appoggio degli arti al suolo; questa modalità massimizza la lunghezza del passo e conferisce all'andatura due fasi di sospensione con propulsione in avanti ed arti sospesi.

La frequenza del passo aumenta insieme alla velocità nei soggetti che si muovono al passo o al trotto, mentre questo non si verifica nel galoppo. Infatti la frequenza del passo rimane costante mentre il soggetto aumenta la sua velocità poiché aumenta la lunghezza dei passi che intraprende (Nunamaker et al., 1985).

Nel regno animale il cane domestico mostra la più ampia variabilità di taglie e morfologie all'interno di una singola specie (Nunamaker et al., 1985): la conformazione anatomica di questi soggetti varia in maniera

drammatica, passando da razze come il borzoi al bassotto. Queste differenze rendono più complessa la caratterizzazione di una andatura come normale, poiché influenzano in maniera notevole numerosi parametri della locomozione. Per esempio il passaggio da un'andatura ad un'altra avviene a velocità inferiori e frequenze maggiori negli animali di piccola taglia (Gamvaryon, 1974): questo significa che un chihuahua potrebbe aver già iniziato a galoppare alla velocità a cui un alano ancora cammina (Nunamaker et al., 1985).

L'ambio è un'andatura con l'impiego di bipedi dello stesso lato contemporaneamente poggiati al suolo: a volte questa andatura è impiegata nel cane quando è stanco, si muove rapidamente ma non vuole trottare.

Molte andature dal cane sono apprese nel corso della vita, prima dei sei mesi di età è complicato effettuare una fine analisi dell'andatura; l'andatura più complicata da apprendere per il cane è il trotto. In ogni caso i soggetti che evitano l'andatura al trotto vanno esaminati attentamente: tale comportamento potrebbe essere legato al risparmio di alcune parti anatomiche non perfettamente efficienti.

Alcune caratteristiche strutturali corporee rendono l'andatura più o meno efficiente relativamente al risparmio di energia in corso di deambulazione.

Bisogna considerare come primo parametro il rapporto peso/altezza; un valore elevato di tale rapporto esprime uno stress significativo in corso di deambulazione. Cani con valore superiore a 2,5 dovrebbero essere sottoposti ad andature su terreni morbidi, non scivolosi e le attività di salti dovrebbero essere limitate per evitare stress particolari su strutture osteoarticolari.

Altro elemento che può condizionare l'andatura è la struttura dall'arto posteriore ed in particolare l'ampiezza degli angoli tra le giunture; il calcolo si effettua mediante la valutazione della distanza delle due perpendicolari al suolo calcolate a partire dalla tuberosità ischiatica e dal garretto: quanto maggiore è la distanza tanto più angolate saranno le articolazioni (Brown, 1986; Elliot, 2001). Un esempio di ciò si può osservare nel pastore tedesco: in assoluto non è un parametro negativo avere angoli molto pronunciati in quanto aumenta la lunghezza del passo anche se a ciò si accompagna un maggior impegno muscolare nel mantenimento della postura ed una minore accuratezza nel passo.

Per quanto riguarda l'arto anteriore vi sono due valori da valutare: l'angolo scapolo-omerale e la lunghezza dell'omero. L'angolo dell'articolazione scapolo-omerale ideale dovrebbe essere di circa 30° anche se un angolo più

ampio consente di allungare il passo ed aumentare l'efficienza energetica della deambulazione. La lunghezza dell'omero è importante e favorisce il corretto piazzamento degli avambracci a sostegno del corpo.

In sintesi la conformazione strutturale interferisce significativamente sulla efficienza e sulla modalità di deambulazione modificando i parametri interpretativi della “normalità” e della zoppicatura i quali vanno rimodulati in relazione al morfotipo e, correlati alla razza in esame.

1.2 Modalità di analisi delle andature e del moto

Osservazioni sulle **caratteristiche temporali del moto** sono utili in quanto consentono di valutare la velocità delle andature, la durata delle fasi di appoggio e sospensione. Attualmente queste osservazioni possono essere eseguite con videocamere di costo non elevato che siano in grado di registrare a 30 frames per secondo (FPS); se si considera che oggi vi sono in commercio telefoni molto diffusi dotati di videocamere in grado di registrare con risoluzione 1080 x 1920 o addirittura 4096 x 2160 a 60 FPS ci si rende conto che non vi è alcun limite tecnico per la regolare acquisizione di immagini di qualità. Naturalmente per il conseguimento di filmati destinati alle misurazioni scientifiche possono essere impiegate videocamere professionali con capacità di rilevamento a 200 FPS ed oltre (Maes et al., 2008). I filmati acquisiti possono essere analizzati, poi, con software specifici per le determinazioni di interesse di studio. In uno studio, in particolare, è stato utilizzato un software con licenza pubblica, quindi libero da costi, per eseguire l'analisi dei video acquisiti (Maes et al., 2008).

Anche l'esame elettromiografico è impiegato per l'analisi delle andature, con tale metodica non si studiano le forze in campo né le misurazioni relative alla simmetria o ai tempi di locomozione ma semplicemente i muscoli o gruppi muscolari impegnati durante la locomozione.

1.3 Chinesiologia

La chinesiologia è parte dello studio della biomeccanica. La biomeccanica si distingue in biostatica che si occupa della forza su corpi statici e la biodinamica che studia il corpo in movimento, nell'ambito di quest'ultima

la *biocinematica* descrive le caratteristiche geometriche mentre la *biocinetica* le forze coinvolte nel moto.

Come già accennato in precedenza l'analisi della locomozione sottratta dalle variabili dell'osservazione soggettiva del clinico restituisce parametri più attendibili di valutazione del moto nel cane.

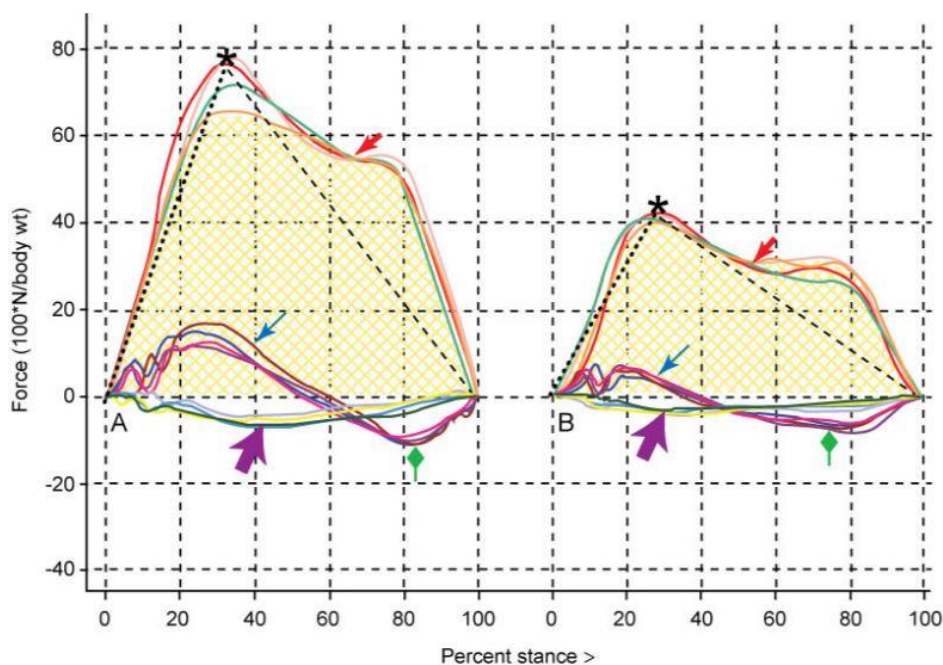
Ogni ciclo di passo è distinguibile in due fasi: la fase di appoggio e quella di sospensione; la fase di appoggio a sua volta ha due parti, la transizione dalla sospensione e la transizione verso la propulsione.

Nell'ambito della chinesioterapia, la cinetica si occupa della misurazione delle forze che agiscono attraverso l'arto con il moto mentre la cinematica si occupa dello studio del movimento del corpo nello spazio durante la deambulazione.

Le forze generate dall'organismo si distinguono in forze interne ed esterne. Le forze interne sono quelle che si trasmettono tra i tessuti corporei e quelle che generano il moto. Le forze esterne sono invece risultanti dall'interazione dell'organismo con il mondo esterno, tra queste vi è la "forza di reazione del suolo" di cui si occupa la cinetica.

Quando l'arto viene poggiato al suolo genera delle forze correlate all'impatto che vengono definite forze di reazione del suolo; queste sono ortogonali (Z) al suolo stesso oppure sono parallele orientate in senso medio-laterale (X) o anteroposteriore (Y).

Le forze di reazione del suolo misurabili sono, in sostanza, due: la forza di picco (Peak Vertical Force - PVF) che è la massima forza che si genera durante l'appoggio dell'arto al suolo e l'impulso verticale (Vertical Impulse - VI) che è l'area sottesa alla curva del grafico forza/tempo, in altri termini: tutta la forza generata in ogni momento in cui l'arto è poggiato al suolo.



Tobias and Johnston: Veterinary Surgery: Small Animal
Copyright © 2012 by Saunders, an imprint of Elsevier Inc.

Fig. 1.1 Rappresentazione delle GRF in forma di curva forza/tempo: l'asterisco indica il PVF e l'area con i riquadri gialli il VI (Tobias and Johnston: Veterinary Surgery: Small Animal, copyright 2012 by Saunders, Elsevier Inc.).

Lo strumento necessario per lo studio delle forze è la pedana o piattaforma di forza. Si tratta di una pedana sensibile alle forze applicate secondo le direzioni z, x e y (Fig. 2) e registrate per il tempo di sollecitazione con una frequenza temporale variabile, misurabile in Hertz che corrisponde al numero di misurazioni al secondo. La deflessione dell'estensimetro elettrico della pedana è proporzionale al peso applicato e la trasduzione del peso in un segnale elettrico fa sì che i dati possano essere registrati. Le pedane basate su sistemi piezoelettrici prevedono l'impiego di cristalli che sottoposti a deformazioni di carico emettono un segnale elettrico proporzionale alla forza applicata (Anderson e Mann, 1994).

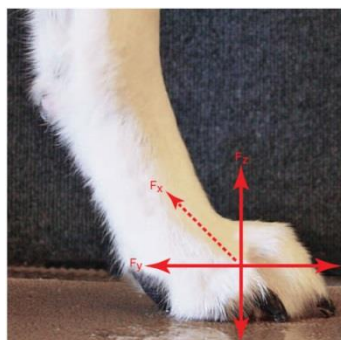


Fig.1.2 Rappresentazione dei piano su cui agiscono le forze rilevabili mediante piattaforma di forza (Tobias and Johnston: Veterinary Surgery: Small Animal, copyright 2012 by Saunders, Elsevier Inc.).

La pedana è collegata, con filo o wireless, ad un computer con relativo software che trasforma i valori numerici acquisiti in curve forza/tempo: la forza è riportata normalmente in Newton o Kg di peso caricato mentre il tempo in secondi. L'operatore pone attenzione, al momento dell'appoggio dell'arto a registrare il corretto arto poggiato.

La pedana sensibile è inserita in un camminatoio e portata allo stesso livello della superficie di deambulazione inserita in un pozzetto di dimensioni adeguate all'alloggiamento e di opportuna profondità. I sistemi che prevedono una sola pedana sono idonei ad effettuare una misurazione per un singolo bipede (anteriore e posteriore) per ogni passaggio, mentre in alcuni casi è possibile utilizzare più pedane nello stesso percorso in maniera da effettuare rilevazioni multiple con un singolo passaggio.

L'acquisizione dei dati si realizza mediante il passaggio del cane con l'arto sulla pedana, il soggetto è condotto a guinzaglio ed è molto importante che durante il passaggio non siano indotti condizionamenti da trazione che possano alterare la distribuzione del peso corporeo del cane. Ogni passaggio è definito "trial". Un passaggio è valido quanto è poggiato un arto solo per volta sulla pedana: siccome non sempre l'arto viene poggiato in maniera adeguata sulla pedana deve essere l'osservazione umana a giudicare la validità o meno del test. Il "trial" prevede passaggio di un arto anteriore e quindi posteriore omolaterale.

In ogni soggetto è opportuno acquisire più "trial" validi in maniera da ottenere set più omogenei possibili di valori che possano descrivere in maniera affidabile il pattern dell'andatura.

1.4 Elementi di variabilità

VELOCITA' - Un parametro che può condizionare l'affidabilità dei dati è la velocità di percorrenza del cane alla quale viene effettuata la rilevazione, l'accelerazione e la decelerazione.

Per normalizzare la velocità, al sistema computer/software viene collegato anche un rilevatore di velocità che può essere rappresentato da un sistema ad ultrasuoni oppure da cellule fotoelettriche o da una webcam in grado di rilevare la velocità di passaggio del cane (munito di un elemento di segnalazione attaccato al corpo particolarmente contrastato).

Per quanto concerne i sistemi che si basano sull'impiego di cellule fotoelettriche è opportuno che queste siano sistemate ad eguale distanza tra loro e che durante il percorso il cane non abbia accelerazione o decelerazione nell'andatura. Sono stati impiegati sistemi di rilevazioni a 3 e 5 celle: gli studi hanno concluso che (Punke et al., 2007) non vi sono differenze significative tra i due sistemi di rilevamento.

Un elemento critico nella misurazione della velocità con le celle fotoelettriche è che queste misurano in maniera affidabile la velocità del tronco dell'animale durante la traslazione del corpo ma se la taglia di due cani differisce in maniera significativa, il numero di cicli di andatura (passo o trotto) che compie un soggetto di piccola taglia è decisamente superiore a quelli compiuti da un soggetto di grande taglia per coprire lo stesso percorso.

Una modalità di eliminazione della variabile velocità è l'impiego di pedane montate su treadmill. Inoltre la scelta di questo sistema permette di ridurre in maniera importante lo spazio necessario all'esecuzione dell'esame, e, nonostante alcuni autori abbiano sospettato che tale metodica alterasse l'andatura, uno studio in merito di Bockstahler et al. del 2007 ha dimostrato che i rilievi ottenuti mediante treadmill sono affidabili e facilmente riproducibili. Altri studi hanno confermato l'affidabilità della tecnica aggiungendo che l'impiego del treadmill consente anche di variare l'inclinazione del piano di deambulazione simulando condizioni difficilmente riproducibili con la tecnica classica (Brebner et al., 2006).

La velocità interferisce su due parametri fondamentali, il picco di forza verticale ed il tempo di appoggio: all'aumentare della velocità i valori rispettivamente aumentano e diminuiscono (McLaughlin et al., 1994; McLaughlin e Roush, 1995; Renberg et al., 1999). Questo fenomeno si verifica perché il soggetto di piccola taglia compie più passi per avere la

stessa velocità dei soggetti di grande taglia e ciò comporta una velocità relativa superiore con un tempo di appoggio (stance time) più breve, con conseguente valore di impulso verticale inferiore, mentre il picco verticale è superiore per il maggiore impatto dinamico del piede sulla pedana.

Per ottenere dei trials affidabili è opportuno quindi ridurre al minimo il range di velocità entro i quali vengono effettuati i passaggi. Anche se questa condizione appare necessaria non risulta sufficiente se si vuole effettuare il confronto tra cani di differente taglia e/o conformazione, infatti il valore di riferimento non dovrebbe essere la velocità in assoluto ma la velocità relativa (vedi sopra). Un cane più alto compie meno passi, in una determinata unità di tempo, rispetto ad un cane più basso per coprire lo stesso percorso; questo fenomeno è determinato dalla differente lunghezza degli arti. Ai fini di studio viene utilizzato il parametro “lunghezza funzionale dell’arto”. La lunghezza funzionale di un arto anteriore è la distanza tra il suolo ed il centro della massa del cane sopra il punto di contatto dell’arto con il suolo (Bertram et al., 2000).

Un altro metodo consiste nell’applicare la formula della “velocità relativa” di Voss e colleghi (2010). Questo metodo correla la velocità al peso corporeo, all’altezza al garrese, alla gravità e la formula restituisce il valore di V^* .

Per ridurre la variabilità indotta dalla velocità è consigliabile acquisire trials entro un range ridotto di valori, in particolare al passo 1 – 1,3 m/s (Conzemius ed Evans, 1999; Evans et al., 2003; Evans et al., 2005) mentre al trotto 1,7 – 2,0 m/sec (Conzemius ed Evans, 1999; Evans et al., 2003). Alcuni autori consigliano di utilizzare il trotto quale andatura in quanto essendo, com’è noto, più veloce è più sensibile nell’individuare la zoppia: questo concetto appare veritiero per evidenziare zoppie di lieve entità ma potrebbe essere non adeguato per studiare zoppie più gravi per i motivi espressi sopra (incapacità di sostenere l’andatura).

In uno studio condotto per valutare la comparazione di andatura sulla pedana (Evans et al., 2003) sono stati evidenziati alcuni aspetti interessanti. Le forze di reazione del suolo rilevate al passo sono meglio linearmente correlate rispetto a quelle rilevate al trotto; in alcune circostanze il trotto è una modalità di deambulazione inadeguata in quanto non sempre compatibile con il grado di zoppia espresso dal cane e quindi alcuni soggetti potrebbero essere non capaci di muoversi al trotto, questo ha fatto sì che una elevata percentuale di individui fossero scartati dallo studio. Infine i soggetti che si muovono al passo hanno un coefficiente di

variazione più basso e richiedono un minor numero di trials per ottenere valori affidabili.

PESO E CONFORMAZIONE CORPOREA – È intuibile che il peso corporeo e la conformazione abbiano delle interferenze rilevanti sulla forza di reazione del suolo, la comparazione tra individui può essere effettuata sulla base di una relativizzazione del peso ma ciò non è sufficiente perché anche l'altezza deve essere considerata. La teoria sulla "similitudine dinamica dei quadrupedi" dice che gli animali a quattro zampe si spostano con un dinamismo sovrapponibile quando questi si muovono alla stessa velocità relativa normalizzata per la struttura corporea (Alexander and Jayes, 1983). Ciò significa che gli studi comparativi richiedono la normalizzazione dei valori strutturali corporei anche se, nonostante ciò è stato notato che per normalizzando i valori persiste un 10% di variabilità la cui origine appare non nota (Voss et al., 2010).

Inoltre nonostante la validità dell'assunto generale che il peso corporeo nel cane è distribuito per il 40% sugli arti posteriori ed il 60% sugli arti anteriori per la presenza del baricentro più vicino agli arti anteriori. Il Baricentro è il punto in cui è concentrato il peso corporeo e tutte le parti del corpo sono in equilibrio.

La conformazione corporea condiziona la distribuzione dell'impulso verticale in maniera diversa nei vari individui o razze in relazione alla distribuzione della massa sulla cintura toracica e sulla cintura pelvica. Cani che hanno una funzione di caccia, guardia e difesa, richiedono un impulso maggiore sugli arti anteriori per la loro particolare attitudine ed hanno una massa corporea con distribuzione prevalente su testa, collo torace e ciò fa sì che abbiano il baricentro più spostato in avanti mentre i cani da corsa, come i levrieri e simili, presentano una distribuzione muscolare marcata nella cintura pelvica per aumentare l'impulso propulsivo, la conseguenza è che il baricentro è posizionato più posteriormente (Voss et al., 2011). Questo fenomeno rende significativamente variabile la risposta riscontrata alle forze di reazione del suolo tra le varie razze e rende i dati non facilmente comparabili tra loro anche se, alcune razze che più frequentemente solo oggetto di studio presentano caratteristiche attitudinali e morfostrutturali analoghe e sono più facilmente comparabili, tra queste vanno considerati labrador retriever, bernese, rottweiler (Voss et al., 2007). L'esigenza di comparazione nasce da un bisogno di avere dei valori di paragone e di riferimento per la valutazione di individui affetti da zoppia. La migliore soluzione potrebbe essere comparare l'arto zoppo con il

controlaterale, ma sappiamo che ciò non è corretto in quanto anche l'arto sano è condizionato dalla zoppia per meccanismi compensatori (spostamento parziale di carico) i cui effetti non sono sempre prevedibili. Un riferimento comparativo non può essere rappresentato dall'arto coinvolto quand'era sano (Jeves et al., 1996) in quanto raramente si ha a disposizione un valore di base perché vediamo solitamente questi pazienti quando sono già affetti dalla patologia (Mölsä et al., 2010).

RIPETIZIONE DEI TRIAL NELLO STESSO SOGGETTO - alcuni studio hanno evidenziato che aumentando il numero di trials nello stesso soggetto aumenta la variabilità nella risposta (Hans et al., 2014, Beraud et al., 2010) sia in cani normali che affetti da zoppia. Probabilmente nei cani affetti da zoppia il ripetersi di passaggi più volte potrebbe peggiorare il livello di sofferenza e quindi modificare i rilievi ottenuti tra un trial e l'altro. Al fine di ridurre il numero di passaggi si è provato a comparare il test eseguito con una o due pedane (Stejskal et al., 2015).

La differenza nell'impiego di una o due pedane consiste nel fatto che con una pedana, nello stesso ciclo di andatura sono catturati due fasi di appoggio per i due arti ipsilaterali mentre a due pedane, possono essere catturate due fasi di appoggio per ogni bipede laterale e, quindi, un ciclo completo di appoggio dei quattro arti al suolo.

Il tempo medio necessario per l'acquisizione di trials soddisfacenti (5) con una singola pedana è stato di $3,27 \pm 2,1$ min' mentre con due pedane $1,49 \pm 0,58$ ' mentre il numero totale di trials con una sola pedana sono stati 39 ± 21 e con due pedane 18 ± 11 . Il numero di trials ed il tempo necessario per realizzarli è stato quindi significativamente diverso comparando l'impiego di una o due pedane in favore, naturalmente per l'impiego di due pedane.

Bisogna però segnalare altre conclusioni dello studio di Stejskal e cioè che i dati ottenuti relativi alle forze di reazione del suolo (forza di picco verticale e impulso verticale) con una o due pedane presentano una variabilità che non è significativamente differente. I vantaggi, quindi, dell'impiego di due pedane pur essendo evidenti, non migliorano l'affidabilità e la riproducibilità dello studio in cani sani.

In un altro studio è stato evidenziato che il tempo necessario per la raccolta dati è stato inferiore con due pedane rispetto al tappeto sensibile alla pressione (Lascalles et al., 2006).

Altri elementi responsabili di variabilità del "trial" sono: variazioni di acquisizioni fatti in giorni differenti, variabilità dovute a chi conduce il

cane, differenze morfometriche tra soggetti (Anderson and Mann, 1994; Jevens et al., 1993).

In relazione alla variabilità determinata dal conduttore del cane è stato osservato che questo elemento riduce di molto la sua importanza in caso di andature poco variabili (Jevens et al., 1993)

1.5 Parametri di studio

I parametri considerati maggiormente affidabili nello studio con pedana di forza sono il picco di forza verticale e l'impulso verticale (forze Z – ortogonali al suolo). Questi due parametri, per quanto importanti, sono talvolta da correlare con altri per aumentare l'affidabilità delle valutazioni, in particolare, in uno studio tendente a valutare il risultato del trattamento chirurgico di cani affetti da rottura del legamento crociato craniale (Evans et al., 2005), sono stati introdotti altri due parametri: il “rising slope” ed il “falling slope” che sono rispettivamente la pendenza della congiungente tra il punto di inizio della curva di carico ed il picco di forza verticale e la pendenza della congiungente tra il picco di forza verticale ed il punto dove termina la curva di carico. Questi valori sono indicativi di un disagio nel carico in quanto esprimono, in caso di zoppia, la modalità di appoggio dell'arto (lenta) e di levata (rapida). Tali parametri, è stato dimostrato, essere particolarmente utili se correlati al picco di forza verticale, in particolare il “falling slope” rendendo affidabile la capacità di individuazione della zoppia della pedana di forza.

Le forze verticali costituiscono la componente più significativa tra quelle rilevabili all'esame dell'andatura e, durante il moto, variano rispetto alle forze statiche com'è intuibile in quanto interviene il fattore correlato all'accelerazione di gravità. Al trotto con una velocità di 1,85 m/sec le forze verticali sull'arto anteriore sono circa il 115% del peso statico del cane mentre sull'arto posteriore circa il 70% del peso statico (Leach, 2001).

Gli altri parametri, quali le forze orizzontali, presentano maggiori caratteri di variabilità e, quindi, minore affidabilità; ciò fa sì che siano meno impiegate. Le forze Y, seconde in grandezza, in condizioni normali, sono quelle dirette in senso antero-posteriore ed esprimono l'accelerazione – decelerazione dell'arto in appoggio.

Le forze X sono generalmente molto piccole e sono generate dai movimenti in senso medio – laterale durante l'appoggio.

I dati da analizzare vengono sottoposti a normalizzazione in relazione al peso del soggetto, la forza quindi considerata è espressa in percentuale di peso corporeo in maniera da confrontare valori comparabili.

Gli **indici di simmetria** sono altri parametri utili per il confronto tra due arti: normalmente vengono utilizzati per paragonare il carico di un arto con l'omologo controlaterale (es anteriore con anteriore) e non con l'arto dello stesso lato (anteriore con posteriore) per l'evidente differenza di peso che grava tra anteriori e posteriori. Le modalità di comparazione sono varie ed in letteratura sono stati proposti più sistemi di calcolo (Gillette and Zebas, 1999; Kapatkin et al., 2007; Schaefer et al., 1998; Budsberg et al., 1993). Per la valutazione di questo indice possono essere utilizzate metodiche sia di cinetica che di cinematica. L'indice di simmetria può essere impiegato per un confronto nell'ambito dello stesso soggetto per valutare la corretta distribuzione del carico, ma anche per valutare la compensazione che si realizza in corso di zoppia. Talvolta però la compensazione è difficile da studiare sia perché in corso di zoppia cronica anche l'arto che compensa potrebbe, nel tempo, per il sovraccarico, diventare patologico ma anche perché non sempre la compensazione avviene ad opera esclusiva dell'arto controlaterale. Infatti, in alcuni casi la compensazione viene ripartita in vario modo, nei quadrupedi, negli altri tre arti. Queste considerazioni hanno limitato l'impiego dell'indice di simmetria quale parametro ordinario di valutazione.

In molti studi effettuati per valutare l'indice di simmetria, con l'impiego di una sola pedana (Volstad et al., 2016; Budsberg et al., 1993; Fanchon et al., 2007; Voss et al., 2007), è stata notata una certa variabilità nei risultati anche in soggetti sani; ciò è un dato inatteso se si parte dall'ipotesi logica che il peso è equamente distribuito tra bipedi corrispondenti. È stato ipotizzato che questa variabilità fosse dovuta alla modalità di acquisizione dei dati, con una sola pedana, infatti, è possibile ottenere appoggi di arti non consecutivi (Budsberg et al., 1993). Partendo da questa ipotesi è stato confrontato l'ottenimento di indici di simmetria con l'impiego di una o due pedane (Volstad et al., 2017). L'impiego di due piattaforme riduce in parte la variabilità degli indici di simmetria del picco di forza verticale e dell'impulso verticale rispetto ai rilievi effettuati con una sola piattaforma: ciò avviene verosimilmente in quanto l'uso di due pedane riduce il numero di passaggi ed il tempo necessario per ottenere 5 trial validi e, di

conseguenza, riduce una fonte di variabilità generale dei risultati che si ripercuote anche sugli indici di simmetria.

La cinetica e l'impiego della padana è stata oggetto di vari studi di valutazioni delle zoppie nel cane. Alcuni studi sono stati condotti con la finalità di individuazione dei parametri fisiologici determinati dal carico dell'arto in condizioni normali; tali lavori hanno creato le condizioni per stabilire la corretta metodologia d'impiego della pedana di forza negli studi comparativi tra soggetti sani e patologici.

Altro campo d'applicazione è la valutazione del carico compensatorio su altri arti in corso di zoppia. In alcuni casi sono stati studiati i pattern di zoppia in corso di displasia d'anca, rottura del legamento crociato craniale, osteoartrosi. Un altro campo d'impiego è la risposta ai farmaci, in particolare ai FANS in corso di osteoartrosi con rilevazioni effettuate prima e dopo il trattamento.

L'impiego di **tappeti sensibili alla pressione**, gli stessi impiegati per l'esame baropodometrico nell'uomo, costituisce una forma di evoluzione della tecnica di cinetica ed è stata applicata nel cane (Light, et al., 2010). Questa tecnica consente di studiare con maggiore dettaglio le forze durante il carico in quanto è in grado di rilevare, con sensori multipli, la forza esercitata su ogni singolo cuscinetto digitale, i tempi di appoggio e di levata e la simmetria tra i piedi.

I tappeti impiegati sono portatili e quindi è possibile adattarli facilmente a situazioni logistiche differenti, sono normalmente di lunghezza adeguata alla registrazione di più di un ciclo di andatura e non presentano limitazioni di adattabilità soprattutto per i cani di piccola taglia. Come per le pedane sono collegati a computer che con software dedicati consentono la raccolta di dati. Il contemporaneo impiego di telecamere disposte ai due estremi del percorso permette di avere una registrazione visuale dei cicli di deambulazione facilmente correlabili ai dati registrati. I dati acquisibili sono la lunghezza del ciclo di andatura, il tempo totale, il tempo d'appoggio dell'arto, la percentuale del tempo d'appoggio, la pressione dell'arto, il numero di sensori attivati durante l'appoggio.

Il vantaggio del tappeto sensibile rispetto alla pedana è consistente in quanto vengono eliminate tutte le fonti di variabilità dei dati acquisiti relativi all'impiego di un solo arto per volta, alla simmetria; non si richiede la produzione di un alloggiamento specifico per la pedana e sono necessari un numero di "trials" decisamente inferiori per avere dati affidabili. Questo aspetto è particolarmente importante in soggetti con

patologia debilitante che non hanno sufficiente forza di effettuare molti passaggi e che il deterioramento della sintomatologia è rapido e lineare con la stanchezza legata alla deambulazione, in questi casi gli ultimi passaggi sono falsati.

In alcuni studi effettuati con la pedana classica si è riscontrato che la diagnosi di zoppia (non individuata clinicamente) conseguente a rottura di legamento crociato craniale era non perseguibile con il solo studio del picco di forza verticale per cui gli autori concludevano suggerendo un approccio multivariato (Evans et al., 2005; Voss et al., 2007).

Queste problematiche sono superabili con la raccolta di dati mediante tappeto sensibile in quanto la metodica consente la raccolta di più dati contemporaneamente.

Anche valori come l'indice di simmetria rilevato tra arti omologhi controlaterali (anteriore vs anteriore o posteriore vs posteriore) risulta affidabile in uno studio effettuato su soggetti sani di razza Labrador come pure la valutazione della percentuale di peso caricata su anteriore e posteriore determina risultati prossimi a quanto normalmente accettato come dato normale (1,62) con un rapporto di distribuzione anteriore: posteriore uguale a 62:38 (Light et al., 2010).

Una serie di altri parametri sono acquisiti con i rilievi con tappeto sensibile come la mappatura dell'appoggio degli arti al suolo, la lunghezza del passo.

Anche la velocità e l'accelerazione possono essere calcolate usando questi dati. Nei soggetti di taglia molto piccola, con una lunghezza del passo breve, si hanno una serie di limitazioni con l'impiego della piattaforma classica che con questo tipo di strumento verrebbero superati, anche perché i sensori sono uniformemente distribuiti lungo il tappeto e sono in grado di catturare variazioni pressorie di piccole aree che possono essere rappresentate anche da singoli cuscinetti digitali anziché l'intera superficie del piede.

Le problematiche rilevate con l'impiego del tappeto sensibile sono legate alla impossibilità di misurare le forze anteroposteriori e mediolaterali, sono infatti rilevabili solo le forze verticali. I dati ottenuti non sono di immediata fruibilità, come avviene per la pedana classica ed il costo della strumentazione è significativamente rilevante rispetto alla pedana.

Il tappeto sensibile è attualmente validato in campo umano per lo studio delle andature nei soggetti affetti da patologie dell'apparato locomotore nonché neurologiche come il morbo di Parkinson o la corea di Huntington.

Una serie di studi sono stati (Quinn et al., 2007, Waxman et al., 2008) effettuati per valutare il grado di concordanza tra le osservazioni cliniche di zoppia ed i dati oggettivi ottenuti mediante rilievo con pedana di forza. L'interesse per questi studi nasce dall'esigenza di individuare un sostituto affidabile alla pedana di forza nella valutazione clinica della zoppia per molte ragioni tra le quali non va sottovalutata la difficoltà di impiego, a scopo clinico, della pedana di forza, in piccole strutture cliniche che si occupano di ortopedia. Attualmente le scale di valutazione clinica maggiormente impiegate per i piccoli animali sono due: la scala di valutazione numerica (Numeric Rating Scale – NRS) e la scala equivalente visuale (Visual Analogue Scale – VAS).

La NRS prevede una catalogazione dei soggetti affetti da zoppia in cinque gradi prevedendo un valore 0 che indica l'assenza di zoppia, 1: zoppia appena rilevabile; 2: lieve zoppia; 3: zoppia moderata; 4: zoppia grave; 5: zoppia gravissima.

La scala VAS, invece, è una linea orizzontale solitamente di 10 cm disegnata su carta millimetrata che porta agli estremi una linea ortogonale: all'estrema sinistra viene collocata la situazione di assenza di zoppia mentre all'estrema destra la zoppia gravissima.

Queste scale sono confrontate con i valori ottenuti dalle pedane di forza ed in particolare con il picco di forza verticale che corrisponde alla massima forza applicata durante la fase di appoggio e l'impulso verticale che invece è la forza applicata per tutto il tempo che l'arto rimane in appoggio. Sia la VAS che la NRS sono scale ritenute affidabili con una buona correlazione dimostrata tra osservatori (Impellizzeri et al., 2000, Conzemius et al., 1997) anche se i valori non sono interscambiabili. La differenza tra le due consiste nella maggiore disponibilità di valori da poter attribuire alla zoppia sulla scala visuale della VAS rispetto ai soli 5 gradi della NRS.

Quinn (2007) conclude che non vi sono correlazioni tra il picco di forza verticale e le due scale nei valori dei tre osservatori utilizzati, mentre i valori di uno dei tre osservatori correla positivamente NRS e impulso verticale mentre per quanto concerne la VAS è positivamente correlata con l'impulso verticale in tutti e tre gli osservatori. Quando invece vengono tagliati i valori estremi (zoppia gravissima o lievissima) ogni correlazione tra scale di valori osservazionali e pedana di forza viene perduta.

La conclusione è che le scale di osservazione VAS e NRS hanno una capacità limitata di individuare la zoppia nello spettro medio di situazioni

cliniche che rappresentano, nella realtà, le situazioni in cui maggiormente potrebbero essere utili.

Inoltre, la maggiore correlazione con l'impulso verticale, nasce probabilmente dalla più facile capacità di osservazione dell'occhio umano del tempo di appoggio che è significativamente ridotto in caso di zoppia mentre il picco di impulso verticale è meno facilmente deducibile all'osservazione trattandosi del massimo carico espresso in una frazione di secondo.

Vale comunque la considerazione che la VAS è più affidabile della NSR anche se entrambe restano non utilizzabili nella pratica, ciò lascerebbe dedurre che sarebbe necessaria la ricerca tesa ad individuare di altre scale osservazionali più affidabili.

Le conclusioni del lavoro scientifico di Quinn sono state in qualche modo confermate in uno studio analogo condotto su labrador retriever con zoppia indotta con iniezioni intra articolari di sostanze irritanti con effetti transitori: i dati delle classi intermedie di zoppia non trovano concordanza con i valori rilevati con la pedana di forza anche ampliando il range di tolleranza di tali valori. L'autore conclude che l'interpretazione soggettiva della zoppia va considerata con cautela (Waxman et al., 2008).

La **cinematica**, come già accennato in precedenza si occupa dell'analisi dinamica dell'andatura, in particolare i parametri rilevabili dall'analisi sono i tempi di appoggio e di levata dell'arto, la durata del passo, la velocità angolare, l'ampiezza dell'escursione delle articolazioni, lo spostamento.

Lo studio prevede l'applicazione di marcatori sul cane che possono essere di vario tipo (riflettenti, non riflettenti ed a LED). I marcatori vanno applicati sulla cute in prossimità di reperi anatomici palpabili e noti, il cane viene posto in movimento su un treadmill oppure al suolo. Una o più telecamere ad elevata frequenza sono utilizzate per le riprese a seconda che il sistema preveda una rilevazione tridimensionale o bidimensionale. Le registrazioni sono in grado di rilevare i movimenti dei marcatori in maniera da poter studiare il movimento di parti del corpo nello spazio ed i tempi nei quali tali movimenti si realizzano. I valori che normalmente vengono analizzati sono relativi alla modificazione di posizione dei marcatori durante la deambulazione che informano sulla modalità di deambulazione. L'ampiezza dell'escursione articolare fornisce informazioni su specifiche articolazioni sottoposte a studio confermando o meno una variazione di

questo parametro in relazione a patologie articolari come pure la velocità angolare studia la rapidità del movimento delle articolazioni. Nei rilevamenti tridimensionali le acquisizioni vengono effettuate da tre telecamere che sono in grado di registrare su tre piani diversi dello spazio i movimenti articolari in maniera da ottenere più grafici che descrivono l'escursione sul piano sagittale, trasverso e frontale: questa modalità permette di studiare la flessione-estensione, la rotazione e l'abduzione-adduzione di una articolazione per quelle articolazioni come l'anca che hanno queste tre potenzialità di movimento (Fu et al., 2010).

Una limitante nello studio di cinematica è rappresentata dalla mobilità della cute sulla quale vengono applicati i sensori che, in caso di spostamento, vanificano l'affidabilità dello studio.

Tali valori sono insieme impiegati per giudicare come normale o anomala una determinata modalità di deambulazione. Varie affezioni articolari sono state studiate con questa metodica come la rottura del legamento crociato craniale e la displasia dell'anca individuando alterazioni deambulatorie che sono associate alle patologie.

Attualmente si tende ad integrare le metodiche di acquisizione di dati ottenuti mediante studi di cinetica, cinematica, elettromiografia in maniera da ottenere in una sola acquisizione parametri multipli che conferiscono informazioni complessive sulla deambulazione.

La limitazione all'impiego di tali metodiche è rappresentata dall'elevato costo della strumentazione oltre che ad un lungo periodo di training formativo per acquisire una metodica affidabile. Inoltre, l'uso a scopo clinico vede una difficoltà di applicazione notevole dovuta principalmente al numero di misurazioni necessarie ("trial") per ottenere dei risultati affidabili.

- Adrian** MJ, Roy WE, Karpovich PV: Normal gait of the dog: An electrogoniometric study. *Am J Vet Res* 27:90, 1966.
- Alexander**, RMcN, and A. S. Jayes. "A dynamic similarity hypothesis for the gaits of quadrupedal mammals." *Journal of zoology* 201.1 (1983): 135-152.
- Anderson**, M. A., & Mann, F. A. (1994). Force plate analysis: a noninvasive tool for gait evaluation. *The Compendium on continuing education for the practicing veterinarian (USA)*.
- Beraud**, R., M. Moreau, and B. Lussier. "Effect of exercise on kinetic gait analysis of dogs afflicted by osteoarthritis." *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology (VCOT)* 23.2 (2010): 87-92.
- Bertram**, John EA, et al. "Comparison of the trotting gaits of Labrador Retrievers and Greyhounds." *American journal of veterinary research* 61.7 (2000): 832-838.
- Bockstahler**, B. A., Henninger, W., Müller, M., Mayrhofer, E., Peham, C., & Podbregar, I. (2007). Influence of borderline hip dysplasia on joint kinematics of clinically sound Belgian Shepherd dogs. *American journal of veterinary research*, 68(3), 271-276.
- Brebner** NS, Moens NM, Runciman JR: Evaluation of a treadmill with integrated force plates for kinetic gait analysis of sound and lame dogs at a trot. *Vet Comp Orthop Traumatol* 19:205, 2006.
- Brown**, C.M. 1986. "Dog Locomotion and Gait Analysis", Wheat Ridge, CO: Hoflin Publishing.
- Budsberg**, S. C., Jevens, D. J., Brown, J., Foutz, T. L., DeCamp, C. E., & Reece, L. (1993). Evaluation of limb symmetry indices, using ground reaction forces in healthy dogs. *American journal of veterinary research*, 54(10), 1569-1574.
- Conzemius M.G., Evans R.B.;** Gait Analysis in Bojrab M.J. and Monnet E.; *Mechanisms of Disease in Small Animal Surgery*, 3rd Ed., (Eds.).Publisher: Teton NewMedia, Jackson, WY, USA (www.tetonnm.com/), 1999.
- Conzemius**, M. G., Hill, C. M., Sammarco, J. L., & Perkowski, S. Z. (1997). Correlation between subjective and objective measures used to determine severity of postoperative pain in dogs. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 210(11), 1619-1622.
- Elliott**, R.P. 2001. *Dogsteps: A New Look*. Irvine, CA:Doral Publishing

- Evans** RB, Gordon W, Conzemius M. The effect of velocity on ground reaction forces in dogs with lameness attributable to tearing of the cranial cruciate ligament. *Am J Vet Res* 64(12):1479-81, 2003.
- Evans**, Richard, Chris Horstman, and Mike Conzemius. "Accuracy and optimization of force platform gait analysis in Labradors with cranial cruciate disease evaluated at a walking gait." *Veterinary Surgery* 34.5 (2005):445-449.
- Fanchon**, Laurent, and Dominique Grandjean. "Accuracy of asymmetry indices of ground reaction forces for diagnosis of hind limb lameness in dogs." *American journal of veterinary research* 68.10 (2007): 1089-1094.
- Fu**, Y. C., Torres, B. T., & Budsberg, S. C. (2010). Evaluation of a three-dimensional kinematic model for canine gait analysis. *American journal of veterinary research*, 71(10), 1118-1122.
- Gamvaryon** PP: How Mammals Run. New York, John Wiley & Sons, 1974.
- Gillette**, R. L., and C. J. Zebas. "A two-dimensional analysis of limb symmetry in the trot of Labrador retrievers." *Journal of the American Animal Hospital Association* 35.6 (1999): 515-520.
- Hans**, E. C., Zwarthoed, B., Seliski, J., Nemke, B., & Muir, P. (2014). Variance associated with subject velocity and trial repetition during force platform gait analysis in a heterogeneous population of clinically normal dogs. *The Veterinary Journal*, 202(3), 498-502.
- Hildebrand** M (1968). Symmetrical gaits of dogs in relation to body build. *J. Morphol.* pp.124:353.
- Howell** AB: Speed in Animals. New York, Hafner, 1944.
- Impellizeri**, Joseph A., Mark A. Tetrick, and Peter Muir. "Effect of weight reduction on clinical signs of lameness in dogs with hip osteoarthritis." *Journal of the American Veterinary Medical Association* 216.7 (2000): 1089-1091.
- Jevens**, D. J., DeCamp, C. E., Hauptman, J., Braden, T. D., Richter, M., & Robinson, R. (1996). Use of force-plate analysis of gait to compare two surgical techniques for treatment of cranial cruciate ligament rupture in dogs. *American journal of veterinary research*, 57(3), 389-393.
- Jevens**, D. J., Hauptman, J. G., DeCamp, C. E., Budsberg, S. C., & Soutas-Little, R. W. (1993). Contributions to variance in force-plate analysis of gait in dogs. *American journal of veterinary research*, 54(4), 612-615.

- Kapatkin**, A. S., Arbittier, G., Kass, P. H., Gilley, R. S., & Smith, G. K. (2007). Kinetic gait analysis of healthy dogs on two different surfaces. *Veterinary Surgery*, 36(6), 605-608.
- Lascelles**, B. D. X., Roe, S. C., Smith, E., Reynolds, L., Markham, J., Marcellin-Little, D., ... & Budsberg, S. C. (2006). Evaluation of a pressure walkway system for measurement of vertical limb forces in clinically normal dogs. *American journal of veterinary research*, 67(2), 277-282.
- Leach** in **Bojrab** M. J.: “Analisi della locomozione” in “Le basi patogenetiche delle malattie chirurgiche nei piccoli animali” seconda edizione, Giraldi Editore (2001); 1457-1465.
- Light**, V. A., Steiss, J. E., Montgomery, R. D., Rumph, P. F., & Wright, J. C. (2010). Temporal-spatial gait analysis by use of a portable walkway system in healthy Labrador Retrievers at a walk.
- Maes**, L. D., Herbin, M., Hackert, R., Bels, V. L., & Abourachid, A. (2008). Steady locomotion in dogs: temporal and associated spatial coordination patterns and the effect of speed. *Journal of Experimental Biology*, 211(1), 138-149.
- McLaughlin** Jr, R., and J. K. Roush. "Effects of increasing velocity on braking and propulsion times during force plate gait analysis in greyhounds." *American journal of veterinary research* 56.2 (1995): 159-161.
- McLaughlin** Jr, Ronald M., and J. K. Roush. "Effects of subject stance time and velocity on ground reaction forces in clinically normal greyhounds at the trot." *American journal of veterinary research* 55.12 (1994): 1666-1671.
- Mölsä**, Sari H., Anna K. Hielm-Björkman, and Outi M. Laitinen-Vapaavuori. "Force platform analysis in clinically healthy Rottweilers: comparison with Labrador Retrievers." *Veterinary Surgery* 39.6 (2010): 701-707.
- Nunamaker** David M., Peter D. Blauner; “Normal And Abnormal Gait” in “Textbook of Small Animal Orthopaedics”; J.B. Lippincott Company, 1985.
- Punke**, J. P., Speas, A. L., Reynolds, L. R., Andrews, C. M., & Budsberg, S. C. (2007). Measurement differences between three versus five photocells during collection of ground reaction forces in dogs. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology (VCOT)*, 20(2), 98-101.

- Quinn**, M. M., Keuler, N. S., Lu, Y., Faria, M. L. E., Muir, P. and Markel, M. D. (2007), Evaluation of Agreement Between Numerical Rating Scales, Visual Analogue Scoring Scales, and Force Plate Gait Analysis in Dogs. *Veterinary Surgery*, 36: 360–367. doi:10.1111/j.1532-950X.2007.00276.x
- Renberg** WC, Johnston SA, Ye K, et al. Comparison of stance time and velocity as control variables in force plate analysis of dogs. *Am J Vet Res* 60:814-819, 1999.
- Schaefer**, S. L., DeCamp, C. E., Hauptman, J. G., & Walton, A. (1998). Kinematic gait analysis of hind limb symmetry in dogs at the trot. *American journal of veterinary research*, 59(6), 680-685.
- Stejskal**, M., Torres, B. T., Sandberg, G. S., Sapor, J. A., & Dover, R. K. (2015). Variability of vertical ground reaction forces collected with one or two force plates in healthy dogs. *Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology*, 28, 318-322.
- Taylor** CR: Why change gaits? Recruitment of muscles and muscle fibers as a function of speed and gait. *Am Zool* 18:153, 1978.
- Volstad**, N. J., Sandberg, G., Robb, S., & Budsberg, S. C. Epub ahead of print: November 16, 2016 (2017). The evaluation of limb symmetry indices using ground reaction forces collected with one or two force plates in healthy dogs. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology (VCOT)*.
- Volstad**, Nicola, Brett Nemke, and Peter Muir. "Variance associated with the use of relative velocity for force platform gait analysis in a heterogeneous population of clinically normal dogs." *The Veterinary Journal* 207 (2016): 80-84.
- Voss** K, Imhof J, Kaestner S, Montavon PM: Force plate gait analysis at the walk and trot in dogs with low-grade hindlimb lameness. *Vet Comp Orthop Traumatol* 20:299, 2007.
- Voss**, K., Galeandro, L., Wiestner, T., Haessig, M., & Montavon, P. M. (2010). Relationships of body weight, body size, subject velocity, and vertical ground reaction forces in trotting dogs. *Veterinary surgery*, 39(7), 863-869.
- Voss**, K., Wiestner, T., Galeandro, L., Hässig, M., & Montavon, P. M. (2011). Effect of dog breed and body conformation on vertical ground reaction forces, impulses, and stance times. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 24(2), 106.

- Waxman**, A. S., Robinson, D. A., Evans, R. B., Hulse, D. A., Innes, J. F., & Conzemius, M. G. (2008). Relationship between objective and subjective assessment of limb function in normal dogs with an experimentally induced lameness. *Veterinary Surgery*, 37(3), 241-246.
- Zink** M. Christine (Editor), Van Dyke Janet B. (Editor), *Canine Sports Medicine and Rehabilitation*, April 2013, ©2013, Wiley-Blackwell.

Capitolo 2

Materiali e metodi

Da gennaio 2015 a dicembre 2016 sono stati selezionati 118 soggetti appartenenti a due diversi tipi morfologici classificati, secondo i criteri della Federazione Cinologica Internazionale (FCI), in dolicomorfi e mesomorfi. I soggetti inclusi sono stati reclutati nell'ambito di diverse manifestazioni cinofile autorizzate dall'Ente Nazionale della Cinofilia Italiana (ENCI) e presso l'Ospedale Veterinario Universitario Didattico (O.V.U.D) del Dipartimento di Medicina Veterinaria e Produzioni Animali dell'Università degli Studi di Napoli Federico II.

Criteri d'inclusione sono stati l'appartenenza alle razze comprese nella classificazione morfologica considerata, età non inferiore ai 12 mesi, peso non inferiore ai 14,5 kg, assenza di patologie ortopediche pregresse o rilevabili al momento dell'arruolamento.

Criteri di esclusione sono stati temperamento eccessivamente nevriale o aggressivo, scarsa attitudine alla condotta al guinzaglio e mancato raggiungimento del numero di trials validi nel tempo prefissato per lo svolgimento dell'esame.

Per ogni soggetto sono stati registrati: razza, sesso, età (espressa in anni), peso (espresso in kg), e specifiche misure morfometriche. Tutti i soggetti sono stati sottoposti ad esame obiettivo generale, esame obiettivo particolare dell'apparato locomotore e valutazione dell'andatura mediante piattaforma di forza: i dati rilevati sono stati raccolti ed analizzati.

2.1 Misurazioni morfometriche

Con il soggetto in stazione e l'impiego di un metro a nastro sono state rilevate le seguenti misurazioni: altezza al garrese (Withers Height, WH); lunghezza del tronco rappresentata dalla distanza tra il processo spinoso della seconda vertebra toracica e quello della settima vertebra lombare (L); lunghezza dell'omero rappresentata come la distanza tra il tubercolo maggiore e l'epicondilo laterale dell'omero (O) e la lunghezza del femore (F), espressa come la distanza tra il grande trocantere e l'epicondilo laterale. Tutte le misure sono state espresse in centimetri (cm).

2.2 Gait analysis

L'andatura di tutti i soggetti è stata monitorata al passo mediante impiego di una piattaforma di forza (PASPORT Force Platform, PS-2141, PASCO

scientific, California, USA); i dati raccolti sono stati analizzati mediante software dedicato (Capstone 1.6.0, PASCO scientific, California, USA) ed espressi sotto forma di una curva forza/tempo, le rilevazioni erano eseguite ad una frequenza di 500 Hz.

La superficie rilevante il carico era inserita in un apposito alloggiamento, ricavato all'interno di una pedana in legno della lunghezza di 4 metri e della larghezza di 1 m. Tale superficie di rilevazione del carico era perfettamente allocata all'interno della pedana al fine di evitare "l'effetto scalino".

Ogni soggetto, dopo aver preso confidenza con l'ambiente circostante (operatori ed attrezzature) era condotto al passo dall'handler o dal proprietario, che venivano adeguatamente istruiti sulle modalità di esecuzione dell'esame.

Due operatori rilevavano la qualità del trial valutando rispettivamente i dati elaborati real time dal software e il corretto appoggio dell'arto da parte del soggetto.

La velocità era registrata mediante l'impiego di un sensore apposito (Motion Sensor II, CI-6742, PASCO scientific, California, USA).

Per ogni soggetto sono stati eseguiti trials in numero variabile, al fine di ottenere un minimo di 3 misurazioni valide per ogni arto. Un trial è stato considerato valido soltanto quando l'arto in esame era poggiato sulla piattaforma senza sfiorarne i bordi, con il cane al passo affiancato dal conduttore, senza distrazioni dall'ambiente circostante, ad una velocità compresa tra 1 e 1,3 m/s. Inoltre al rilievo dell'arto anteriore doveva far seguito, durante lo stesso trial, quello del posteriore omolaterale.

Sono state scartate tutte le rilevazioni in cui le curve di arto anteriore e posteriore si sovrapponevano o congiungevano.

Il tempo massimo stabilito per ottenere i tre trials validi per ogni arto era di trenta minuti e, per ogni soggetto, sono stati registrati i trials totali effettuati.

I dati così raccolti includevano, per ogni arto esaminato: il picco di forza verticale (PVF) calcolato come il punto più elevato della curva forza/tempo, rispetto all'asse delle ordinate, espresso in Newton (N); l'impulso verticale (VI) che identifica l'area sottesa alla curva, espresso in Newton al secondo (Ns); il tempo d'appoggio (ST) calcolato dal punto di origine della curva, momento corrispondente all'inizio della fase di appoggio, sino a quello in cui l'arto veniva del tutto sollevato dalla

piattaforma, espresso in secondi (s) e la velocità (V) espressa in metri al secondo m/s.

La velocità è stata inoltre normalizzata in accordo con la letteratura utilizzando la formula $V^* = V / (gWH)^{1/2}$; dove V^* , detta numero di Froude, definisce la velocità relativa, g rappresenta l'accelerazione gravitazionale espressa da una costante pari a $9,8 \text{ m/s}^2$ e WH rappresenta l'altezza al garrese del soggetto, che in questa formula viene espressa in metri (Voss et al., 2010). Anche ST e VI sono stati normalizzati impiegando le formule proposte nello stesso lavoro ottenendo ST^* e VI^* , secondo le equazioni $ST^* = ST / (WH/g)^{1/2}$ e $VI^* = VI / (m \cdot g \cdot (WH/g)^{1/2})$ dove m è il peso corporeo espresso in kg.

Il PVF è stato normalizzato ed espresso in percentuale di peso corporeo secondo la formula $PVF_{\%BW} = [(PVF/g) \cdot 100] / m$.

2.3 Obiettivi dello studio

Obiettivi dello studio sono stati:

- 1) valutare l'influenza delle misure morfometriche considerate e della velocità su PVF, VI e ST.
- 2) stimare l'interazione tra variabili morfometriche e la loro incidenza sulle GFR e sullo ST.
- 3) individuare l'eventuale esistenza di differenze delle relazioni misure morfometriche/GFR tra i due gruppi di soggetti (dolico e mesomorfi) presi in esame.

2.4 Analisi statistica

Tutti i dati sono stati raccolti su foglio di calcolo informatizzato (Microsoft Office Excel 2010, Microsoft Corporation, Washington, USA), prima di essere importati nel programma per l'analisi statistica SPSS (SPSS Statistics 23, IBM corporation, NY, USA).

Per il primo obiettivo del lavoro la relazione è stata studiata mediante l'impiego della regressione lineare in cui le variabili dipendenti erano PVF, VI, ST e quelle indipendenti il peso corporeo (Body Weight, BW) e l'altezza al garrese (Withers Height, WH). Questa valutazione veniva effettuata sia per l'arto anteriore che per il posteriore, nei soggetti dolicomorfi e mesomorfi.

La regressione lineare era inoltre impiegata per valutare come variabili dipendenti PVF espresso in percentuale di peso corporeo (PVF%BW), VI* e ST*, con variabili indipendenti V* e WH.

Per il secondo obiettivo del lavoro è stata utilizzata una regressione lineare multipla (stepwise regression) con interazioni tra predittori. Lo scopo è consistito nello stimare quali predittori e con quale intensità incidevano nella relazione con la variabile risposta. La selezione delle variabili indipendenti è avvenuta tramite l'applicazione dell'algoritmo backward elimination (BIB IBM SPSS Regression 23).

Bipede anteriore

Per la variabile risposta PVF sono stati considerati quali predittori WH, BW, V e le interazioni tra di esse (es. per PVF predittori: WH, V, BW, Int_DBWWHV, Int_BWV, Int_BWWH, Int_DV, Int_DWH, Int_DBW, Int_WHV, Int_DBWWH).

Per VI sono stati considerati quali predittori BW, WH e interazione tra esse.

Per ST i predittori erano WH, BW, V, L e le interazioni tra di esse.

Bipede posteriore

Per questo modello, per la variabile risposta PVF i predittori erano: F, BW, V, L, WH e le interazioni tra queste.

Per VI i predittori erano: WH, V, F, L, BW e le interazioni tra esse.

Per ST i predittori erano: F, V, BW, WH e le interazioni tra queste.

Il confronto tra i gruppi è stato effettuato introducendo una variabile Dummy (D) nel modello di regressione, le cui modalità fanno riferimento al gruppo dolicomorfi ed al gruppo mesomorfi.

Tutti i dati sono espressi come media \pm (SD) quando parametrici o come mediana (valore minimo; valore massimo) quando non parametrici.

Voss, K., Galeandro, L., Wiestner, T., Haessig, M., & Montavon, P. M. (2010). Relationships of body weight, body size, subject velocity, and vertical ground reaction forces in trotting dogs. *Veterinary surgery*, 39(7),863-869.

Capitolo 3

Risultati

3.1 Casistica

Il campione valutato mediante impiego della gait analysis è stato di 118 soggetti.

Sono stati esclusi dallo studio per difficoltà alla conduzione lungo l'apposito camminatoio cinque mesomorfi e due dolicomorfi per eccessiva irruenza; dei tre soggetti esclusi per anomalie riscontrate all'esame ortopedico due erano mesomorfi ed uno dolicomorfo. Ventotto mesomorfi e tre dolicomorfi sono stati esclusi perché non era possibile condurli al passo nei limiti di velocità stabiliti e nei tempi massimi stabiliti per l'acquisizione di un numero di trials validi, tre dolicomorfi e ventiquattro mesomorfi non hanno raggiunto il numero di trials sufficienti nel tempo prestabilito.

Dei 118 soggetti iniziali quindi rispettavano i criteri d'inclusione 50 soggetti: 14 erano dolicomorfi e 36 mesomorfi.

Dei 14 dolicomorfi, 5 erano femmine e 9 maschi; dei 36 mesomorfi 20 femmine e 16 maschi (Tab. 1). Rispetto al totale della popolazione esaminata le femmine erano quindi 25 e i maschi 25. Si trattava, in tutti i casi, di soggetti interi.

Tabella 3.1 Distribuzione in base al sesso.

Morfotipo	Maschi	Femmine
Dolicomorfi	9	5
Mesomorfi	20	16

La media dell'età nei dolicomorfi era $4,6 \pm 2,79$. Tra i mesomorfi la media era $2,48 \pm 1,46$.

Il peso medio in kg dei soggetti dolicomorfi era $37,46 \pm 22,04$, mentre per i soggetti mesomorfi era $33,35 \pm 38,01$.

La distribuzione per razza è riportata in tabella (Tab. 2, Tab. 3).

Tabella 3.2 Distribuzione in base alla razza (dollicomorfi).

Razza	n
Azawakh	1
Borzoi	3
Grayhound	1
Irish wolfhound	4
Saluki	2
Whippet	3
<i>Totale dollicomorfi</i>	14

Tabella 3.3 Distribuzione in base alla razza (mesomorfi).

Razza	n	Razza	n
Akita americano	1	Drahthaar	1
Akita inu	1	Golden retriever	1
Alano	1	Hovawart	1
Amstaff	1	Siberan husky	1
Bobtail	1	Labrador	3
Border collie	1	Mastino dei Pirenei	2
Boxer	6	Mastino tibetano	2
Bull mastiff	1	Pastore dell'Asia centrale	1
Cane corso	1	Pastore tibetano mastiff	1
Cane lupo cecoslovacco	3	Saarloos	1
Dogo argentino	1	Weimaraner	3
Dogue de bordeaux	1		
<i>Totale mesomorfi</i>			36

Per quanto riguarda le misurazioni effettuate sono stati ottenuti i seguenti risultati, espressi come mediana (valore minimo; valore massimo):

Tabella 3.4 Risultati delle misurazioni morfometriche espresse come mediana (valore minimo; valore massimo).

	Scapola-suolo	T ₂ -L ₇	Omero	Femore
Dolicomorfi	73,25 (50;91,5)	55,75 (36;69)	19 (13,5;28)	21,5 (15;30)
Mesomorfi	63,25 (46;88,5)	47,25 (36;71,5)	18 (11;24,5)	22 (15,5;31,5)

Il numero dei trials necessari (3) all'ottenimento dei dati per l'inclusione nello studio è stato in media di $22,08 \pm 4,36$ per i mesomorfi e di $17,71 \pm 3,65$ per i dolicomorfi.

3.2 Risultati dell'analisi di regressione lineare nei mesomorfi

3.2.1 Bipede anteriore

Nel nostro modello PVF, VI e ST hanno mostrato una correlazione lineare positiva con BW e WH (Figg. 3, 4, 5, 9, 10, 11).

Tabella 3.5 Coefficiente di determinazione (R^2) e coefficiente angolare (β) per le regressioni descritte nel testo.

	PVF_BW	VI_BW	ST_BW
R^2	0,943	0,945	0,513
β	5,363	3,365	0,004

Tabella 3.6 Coefficiente di determinazione (R^2) e coefficiente angolare (β) per le regressioni descritte nel testo.

	PVF_WH	VI_WH	ST_WH
R^2	0,329	0,350	0,358
β	6,707	4,332	0,008

Il VI* è risultato inversamente proporzionale a V*, con $R^2=0,107$ e $\beta=-129,008$.

Per PVF e ST non sono stati ottenuti risultati significativi.

3.2.2 Bipede posteriore

Nel nostro modello, per il bipede posteriore PVF, VI e ST hanno mostrato una relazione lineare positiva con BW e con WH (Figg. 6, 7, 8, 12, 13, 14).

Tabella 3.7 Coefficiente di determinazione (R^2) e coefficiente angolare (β) per le regressioni descritte nel testo.

	PVF_BW	VI_BW	ST_BW
R^2	0,862	0,967	0,593
β	3,224	2,153	0,005

Tabella 3.8 Coefficiente di determinazione (R^2) e coefficiente angolare (β) per le regressioni descritte nel testo.

	PVF_WH	VI_WH	ST_WH
R^2	0,280	0,242	0,253
β	3,890	2,280	0,006

Nessuna relazione tra $PVF_{\%BW}$, VI^* e ST^* con la V^* è risultata significativa.

3.3 Risultati dell'analisi di regressione lineare nei dolicomorfi

3.3.1 Bipede anteriore

Nel modello impiegato PVF, VI e ST hanno mostrato una relazione lineare positiva con BW e WH (Figg. 3, 4, 5, 9, 10, 11).

Tabella 3.9 Coefficiente di determinazione (R^2) e coefficiente angolare (β) per le regressioni descritte nel testo.

	PVF_BW	VI_BW	ST_BW
R^2	0,962	0,963	0,425
β	5,219	3,403	0,004

Tabella 3.10 Coefficiente di determinazione (R^2) e coefficiente angolare (β) per le regressioni descritte nel testo.

	PVF_WH	VI_WH	ST_WH
R^2	0,777	0,827	0,639
B	7,082	4,758	0,008

L'influenza di V^* sulla variabile ST^* è risultata significativa con $R^2=0,311$ e $\beta=-4,418$, mentre su $PVF_{\%BW}$ è risultata significativa con $R^2=0,394$ e $\beta=125,111$.

Tra VI^* e V^* non sono stati ottenuti risultati significativi.

3.3.2 Bipede posteriore

Nel nostro modello le variabili PVF, VI e ST hanno mostrato una relazione lineare positiva con BW e con WH (Figg. 6, 7, 8, 12, 13, 14).

Tabella 3.11 Coefficiente di determinazione (R^2) e coefficiente angolare (β) per le regressioni descritte nel testo.

	PVF_BW	VI_BW	ST_BW
R^2	0,963	0,982	0,506
β	3,939	2,244	0,005

Tabella 3.12 Coefficiente di determinazione (R^2) e coefficiente angolare (β) per le regressioni descritte nel testo.

	PVF_WH	VI_WH	ST_WH
R^2	0,738	0,823	0,679
β	5,206	3,101	0,008

Dall'analisi di regressione impostata tra ST^* e V^* è risultato $R^2=0,299$ e $\beta=-4,13$.

Tra VI^* e V^* $R^2=0,371$ e $\beta=-96,230$.

Tra $PVF_{\%BW}$ e V^* non sono stati ottenuti risultati significativi.

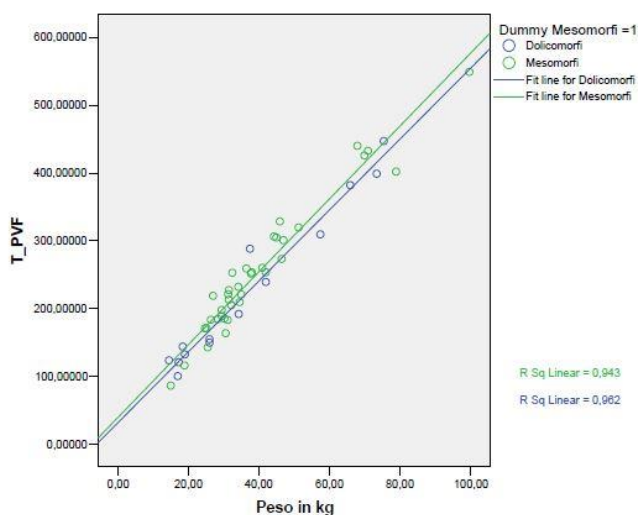


Figura 3.3 Rappresentazione delle rette di regressione tra PVF e peso corporeo per il bipede anteriore.

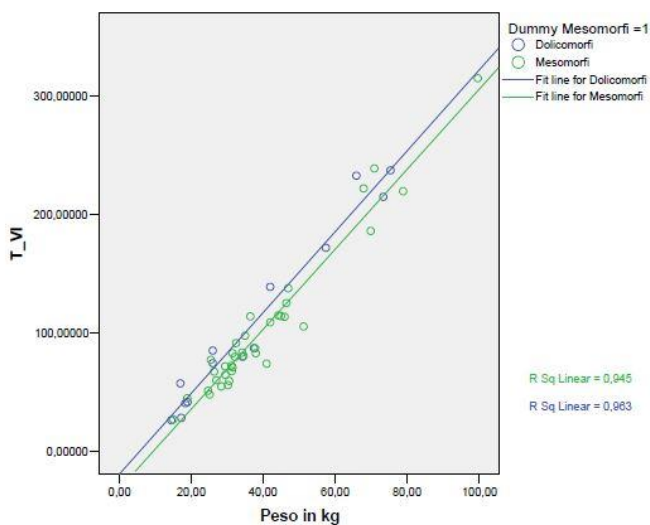


Figura 3.4 Rappresentazione delle rette di regressione tra VI e peso corporeo per il bipede anteriore.

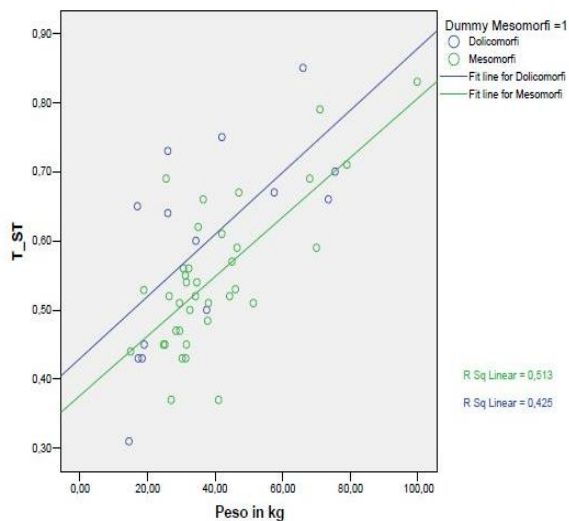


Figura 3.5 Rappresentazione delle rette di regressione tra ST e peso corporeo per il bipede anteriore.

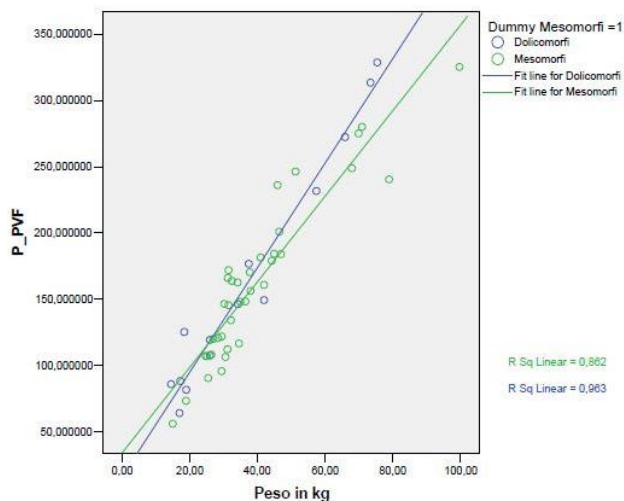


Figura 3.6 Rappresentazione delle rette di regressione tra PVF e peso in kg per il bipede posteriore.

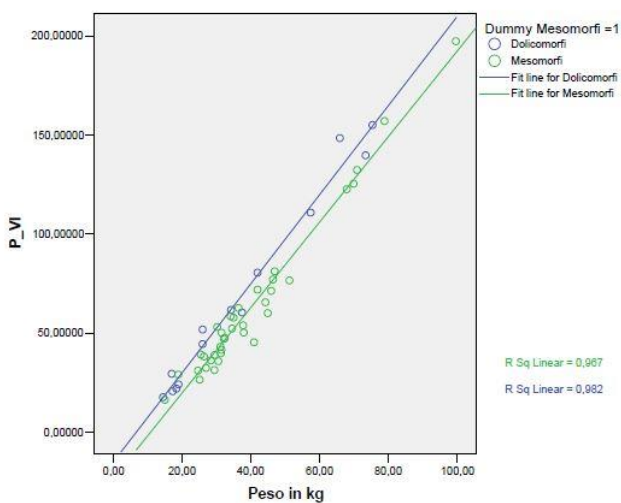


Figura 3.7 Rappresentazione delle rette di regressione tra VI e peso in kg per il bipede posteriore.

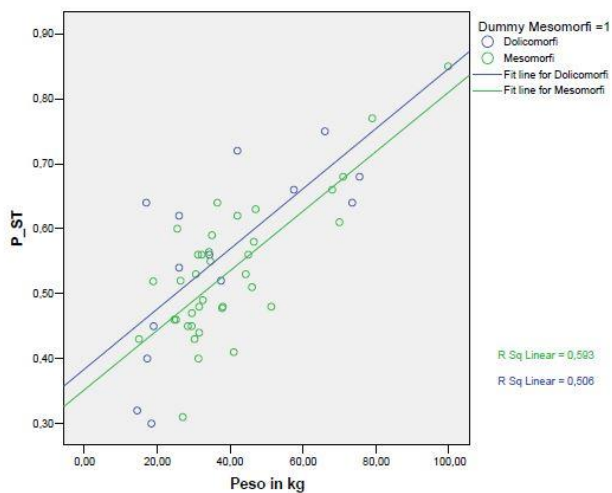


Figura 3.8 Rappresentazione delle rette di regressione tra ST e peso in kg per il bipede posteriore.

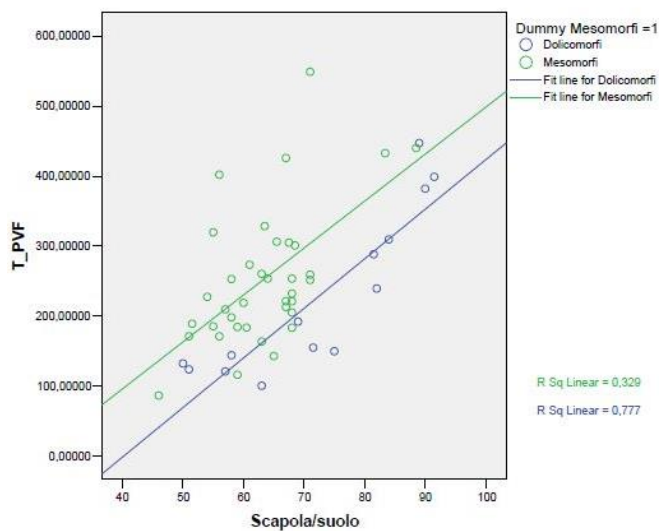


Figura 3.9 Rappresentazione delle rette di regressione tra PVF e altezza al garrese per il bipede anteriore.

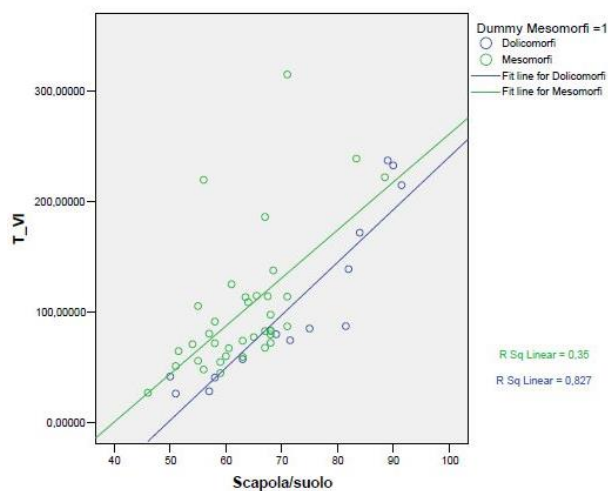


Figura 3.10 Rappresentazione delle rette di regressione tra VI e altezza al garrese per il bipede anteriore.

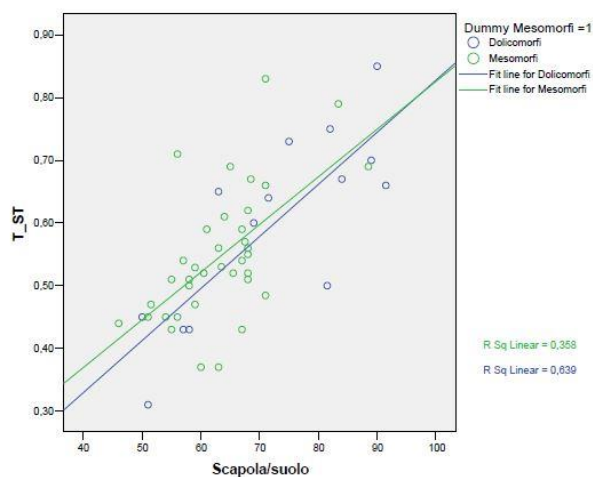


Figura 3.11 Rappresentazione delle rette di regressione tra ST e altezza al garrese per il bipede anteriore.

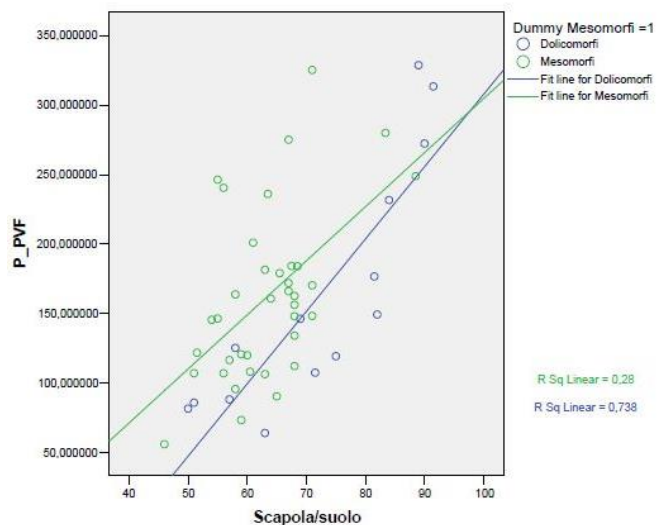


Figura 3.12 Rappresentazione delle rette di regressione tra PVF e altezza al garrese per il bipede posteriore.

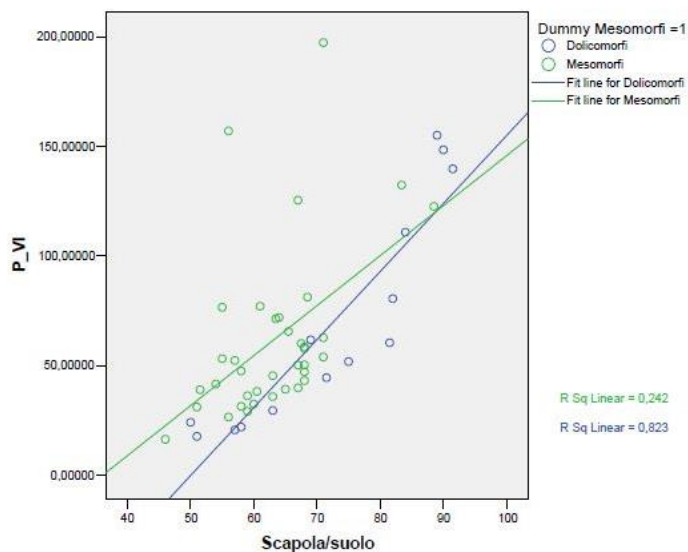


Figura 3.13 Rappresentazione delle rette di regressione tra VI e altezza al garrese per il bipede posteriore.

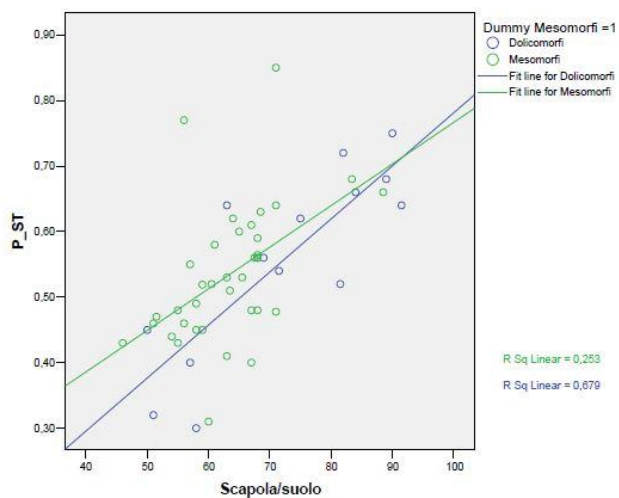


Figura 3.14 Rappresentazione delle rette di regressione tra ST e altezza al garrese per il bipede posteriore.

3.4 Risultati dell'analisi di regressione lineare multipla per mesomorfi e dolicomorfi

3.4.1 Bipede anteriore

Nel nostro modello il **picco di forza verticale** con $R^2 = 0,951$ ha mostrato una relazione lineare positiva con l'interazione tra le variabili (BWxWH) peso per altezza ($\beta=0,016$) e con (BWxV) peso per velocità ($\beta=3,16$) per entrambi i gruppi.

Per i mesomorfi il coefficiente angolare è stato 0,26.

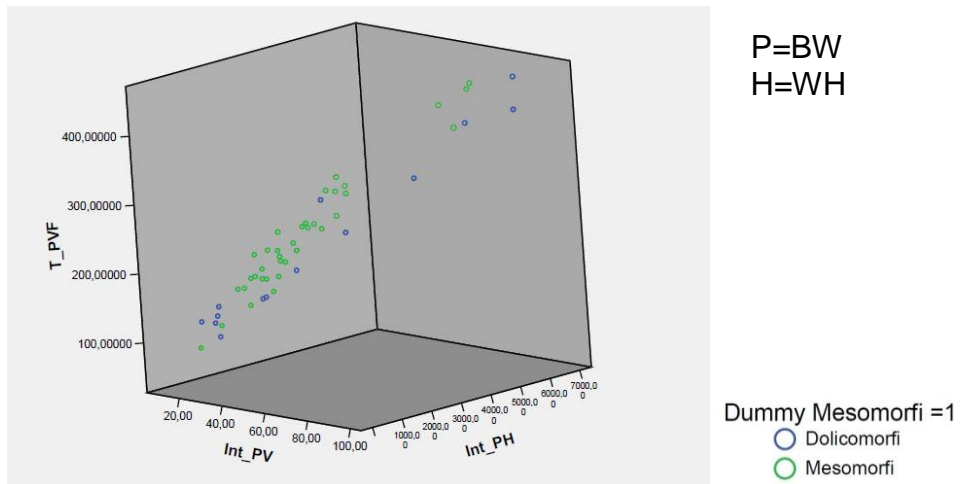


Figura 3.15 Andamento della regressione con PVF (variabile dipendente) e le interazioni BWxWH e BWxV.

L'impulso verticale con $R^2 = 0,960$ mostra relazione lineare positiva con il peso, solo per i mesomorfi ($\beta=0,830$) mentre l'altezza ha, con l'impulso verticale, un rapporto di proporzionalità inversa ($\beta= -0,425$), nello stesso gruppo.

Una relazione lineare positiva, per entrambi i gruppi, è presente invece con l'interazione delle variabili peso per altezza garrese (BWxWH) con $\beta=0,034$.

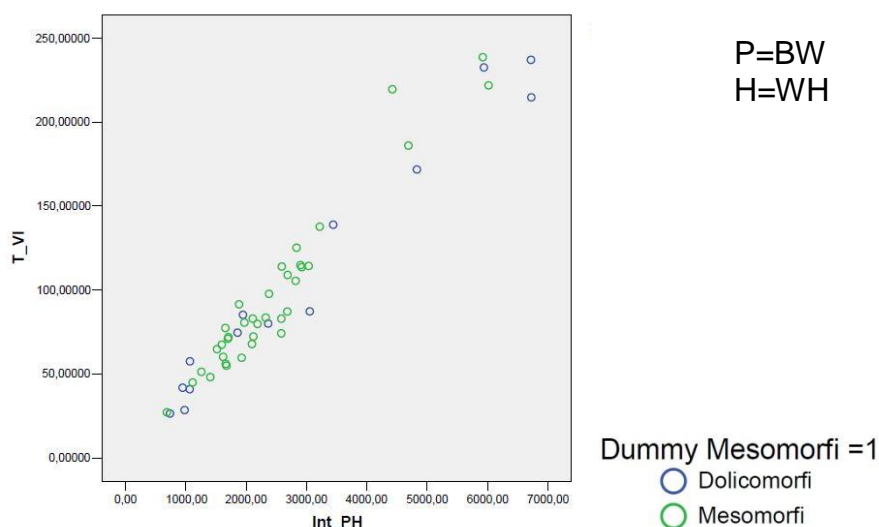


Figura 3.16 Andamento della regressione con VI (variabile dipendente) e l'interazione BWxWH.

Il tempo di appoggio ha mostrato una relazione lineare positiva con coefficiente di determinazione 0,533 con l'interazione delle variabili peso per velocità media (BWxV) con coefficiente angolare pari a 0,002 e con l'interazione altezza per velocità media (WHxV), con $\beta=0,005$ per entrambi i gruppi.

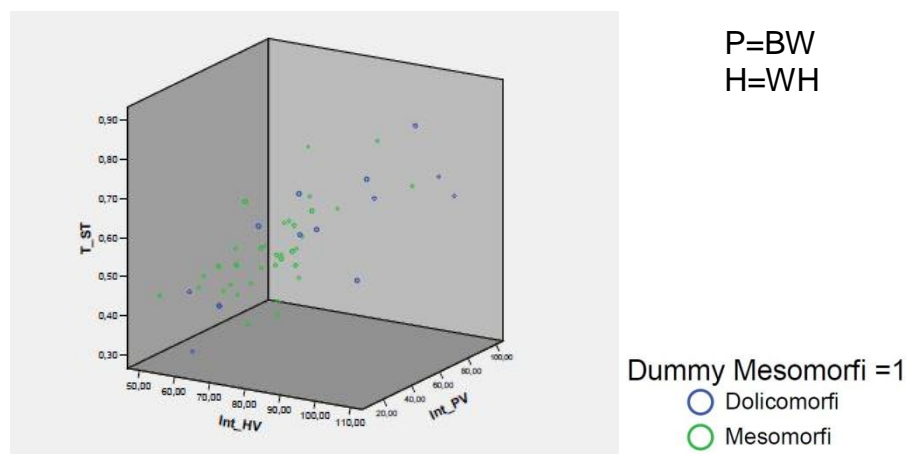


Figura 3.17 Andamento della regressione con ST (variabile dipendente) e l'interazione BWxV e WHxV.

3.4.2 Bipede posteriore

Nel modello impiegato **il picco di forza verticale** con $R^2 = 0,907$ ha mostrato una relazione lineare positiva ($\beta = 3,443$) con l'interazione delle variabili peso per velocità ($BW \times V$) per entrambi i morfotipi, e, rispetto all'interazione tra le variabili peso per lunghezza del femore ($BW \times F$) una proporzionalità inversa ($\beta = -0,01$) unicamente nei soggetti mesomorfi ($p = 0,089$).

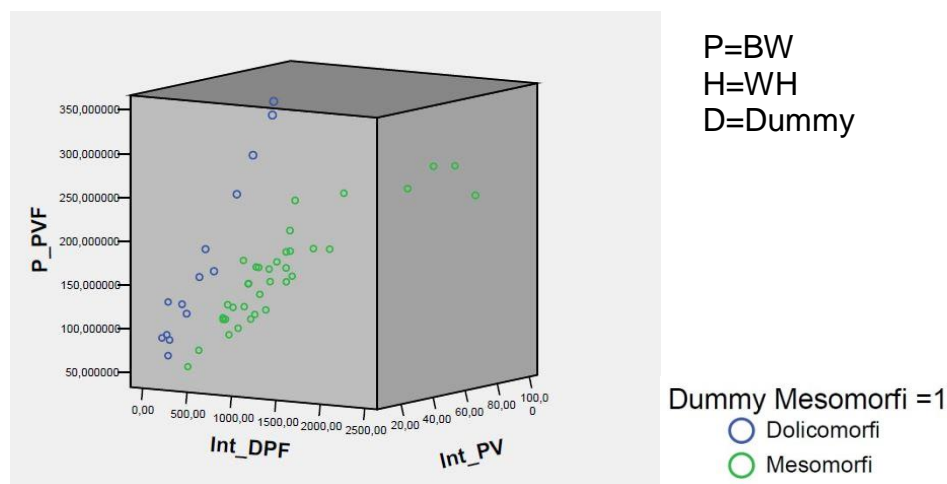


Figura 3.18 Andamento della regressione con PVF (variabile dipendente) e l'interazione $BW \times F$ e $BW \times V$.

L'impulso verticale ha mostrato ($R^2 = 0,964$) una relazione lineare positiva con peso per velocità ($BW \times V$) per entrambi i gruppi ($\beta = 1,976$ per i dolicomorfi e $\beta = 1,343$ per i mesomorfi) e con l'interazione peso per lunghezza del femore ($BW \times F$) con $\beta = 0,019$ soltanto nel gruppo mesomorfi.

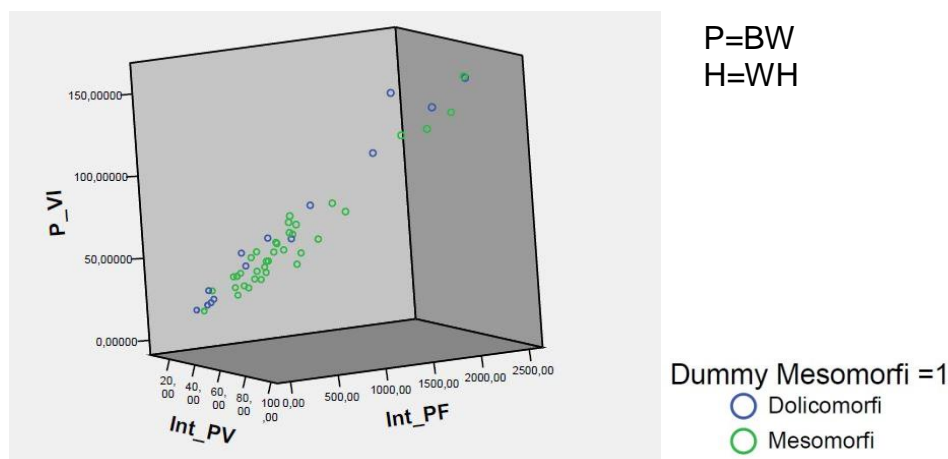


Figura 3.19 Andamento della regressione con VI (variabile dipendente) e l'interazione BWxV e BWxF.

Il tempo di appoggio ha mostrato con $R^2 = 0,551$ una relazione lineare positiva con l'altezza al garrese per i soggetti dolicomorfi e mesomorfi ($\beta = 0,006$), con il peso solamente nei mesomorfi ($\beta = 0,003$) ed un ($\beta = -0,001$) con l'interazione altezza al garrese e velocità (WHxV) sempre nei mesomorfi.

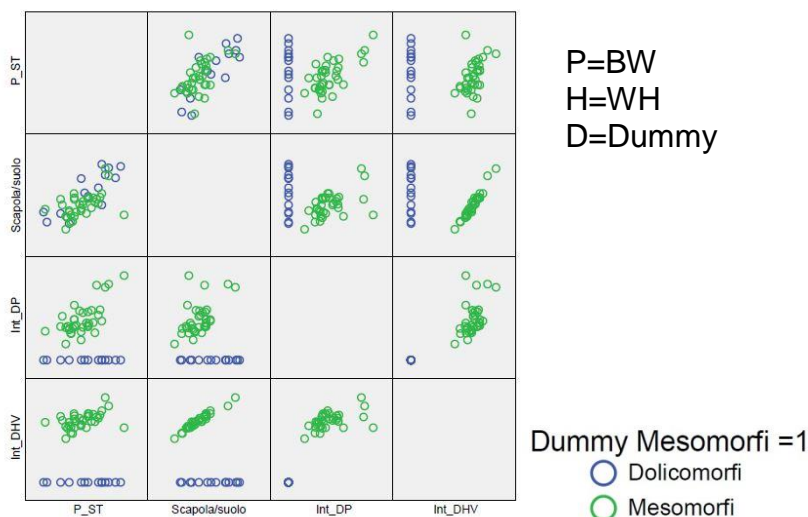


Figura 3.20 Andamento della regressione con ST (variabile dipendente), la variabile WH per entrambi i gruppi, e la variabile BW e l'interazione WHxV nei mesomorfi.

Capitolo 4

Discussione

L'analisi dell'andatura mediante piattaforma di forza ha trovato negli anni numerosi impieghi, come comparare le GRF per ottenere, dopo un intervento chirurgico o una terapia farmacologica, il confronto dei risultati basato su misurazioni oggettive (Budsberg et al., 1988; Conzemius et al., 2005), oppure valutare la corrispondenza tra i riscontri radiografici e/o quelli clinici e l'effettivo carico sostenuto dall'arto in esame (Gordon et al., 2013; Waxman et al., 2008).

Il PVF e VI sono riconosciuti come indici funzionali dell'arto e risultano, ad oggi, i più impiegati in letteratura per gli studi di cinetica del cane in cui viene confrontata la zoppia di un soggetto o di un gruppo di soggetti, in tempi differenti (Bensacon et al., 2003; Budsberg et al., 2001, Klaveren et al., 2005; Conzemius et al., 2005; Krotscheck et al., 2016).

Come già ricordato, sono molti i fattori che aumentano la variabilità delle GRF: per ottenere dati confrontabili tra soggetti di conformazione, razza, taglia diversi le più recenti linee guida suggeriscono di sottoporre le GRF a normalizzazione rispetto al peso corporeo e di ridurre al minimo ($\pm 0,3$ m/s) il range di velocità impiegato per lo studio (Bertram et al., 2000; Hans et al., 2014). Pur controllando questi fattori, persiste comunque una importante variabilità legata alle specifiche caratteristiche morfometriche dei soggetti valutati (Voss et al., 2010; Voss et al., 2011).

Voss et coll. (2011) hanno dimostrato come, per quanto possa essere spinta la normalizzazione a cui vengono sottoposte le GRF, la comparazione dei risultati ottenuti dall'analisi mediante piattaforma di forza andrebbe effettuata unicamente tra gruppi di soggetti simili per conformazione corporea. Una ulteriore conferma di questa osservazione è offerta ancora da Voss et coll. (2010): le GRF e lo ST dei 129 soggetti inclusi nello studio, sottoposti a normalizzazione non soltanto per il peso corporeo, ma anche per la taglia, secondo delle formule proposte nello studio stesso, presentavano ancora un 10% di variabilità.

Allo stesso modo, uno studio di Mölsä e colleghi (2010) ha sottolineato come le differenze significative riscontrate tra le forze di reazione del suolo, normalizzate secondo i metodi standardizzati, di due gruppi di cani (labrador per un gruppo, rottweiler per l'altro), esenti da patologie ortopediche, fossero attribuibili alle differenze di conformazione e peso corporeo tra le razze.

Già Budsberg nel 1987 ha riportato l'influenza di variabili anatomiche sulle GRF: impiegando tra le misure anatomiche la lunghezza dell'omero e del femore, e valutandone l'influenza sulle GRF attraverso le rette di

regressione. Questo studio ha permesso di riscontrare una correlazione lineare negativa significativa tra $PVF_{\%BW}$ e peso corporeo, lunghezza dell'omero e del femore e una correlazione diretta tra ST e peso corporeo in un gruppo di 17 soggetti sani, sottoposti ad esame mediante piattaforma di forza.

Nel nostro studio abbiamo scelto di valutare soggetti al passo, dato che, con questo tipo di andatura, il numero di trials validi poteva essere raggiunto in un tempo inferiore rispetto a quello necessario per monitorare soggetti al trotto e il minor coefficiente di variazione dei dati ottenuti consentiva di evidenziare, all'analisi statistica, differenze di minore entità, anche in campioni meno numerosi (Evans et al., 2003).

La scelta di impiegare dapprima la regressione lineare semplice e poi quella multipla è nata dall'iniziale finalità di confrontare i risultati del nostro campione con la letteratura di riferimento in maniera da ottenere una conferma della conformità dei dati ottenuti.

Per rispondere al nostro quesito, tuttavia, l'impegno della regressione lineare semplice non costituisce il modello di studio più adeguato a descrivere quanto si verifica in natura è cioè che i fenomeni possono essere spiegati solo con l'influenza di più elementi contemporaneamente e studiati con la valutazione delle interazioni tra le variabili prese in considerazione. Da qui la scelta di impostare l'analisi statistica mediante il confronto tra una singola variabile risposta e numerosi predittori.

Il predittore lunghezza dell'omero è stato escluso dal modello poiché, sottoposto ad una prima indagine statistica, ha mostrato un indice di collinearità elevato. Questo fenomeno può essere causata dalla stretta relazione proporzionale con un altro predittore del nostro modello, l'altezza al garrese.

La correlazione lineare positiva tra le GRF e il peso corporeo, confermata dai risultati di un precedente studio (Voss 2010), è presente anche nel nostro campione, sia nel gruppo mesomorfi che dolicomorfi.

Tale correlazione è presente per **ST**, anche se con un coefficiente di determinazione inferiore, perché, probabilmente, pur avendo una influenza, il peso corporeo non agisce in maniera del tutto lineare su ST. Questa osservazione si ripeteva sia per i mesomorfi che per i dolicomorfi, per entrambi i bipedi. È stato riportato (Voss et al., 2010; Voss et al. 2011) che nei soggetti di taglia maggiore, generalmente, il valore ST è più elevato, e ciò avvalorla la presenza di una influenza della taglia su ST.

L'altezza al garrese mostra una correlazione lineare positiva con le GRF per entrambi i gruppi in accordo con la letteratura (Voss et al., 2010). Mentre l' R^2 (bontà del modello) è piuttosto basso nei mesomorfi rispetto ai dolicomorfi. Questo avviene perché, probabilmente, non è la variabile WH, da sola, a influire sulle GRF nei mesomorfi, ma una interazione tra questa ed altre variabili.

L'impiego del valore V^* è determinato dall'esigenza di normalizzare la velocità assoluta in quanto due cani di taglia differente che si muovono alla stessa velocità, o comunque nell'ambito di un range di velocità molto ristretto, compiono un differente numero di passi nell'unità di tempo. Questo concetto che va sotto il nome di "teoria della similarità dinamica" (Alexander e Jayes, 1983); è basato sull'assunto che i quadrupedi si muovono in maniera simile se si muovono alla stessa velocità normalizzata al peso corporeo.

Grazie alla V^* è possibile ridurre l'influenza della variabile velocità; nella correlazione tra variabili standardizzate e V^* è stata evidenziata una risposta significativa col VI^* nell'arto toracico dei soggetti mesomorfi; risultati significativi sono emersi anche con ST per l'arto anteriore e posteriore dei dolicomorfi, e con il $PVF_{\%BW}$ per l'arto anteriore e il VI dell'arto posteriore. Tali risultati evidenziano come, in questi soggetti, minime variazioni di questo parametro modifichino in maniera molto più marcata l'intensità dell'impatto dell'arto al suolo e il tempo di appoggio.

L'impiego della regressione lineare multipla ha mostrato come su PVF e VI del **bipede anteriore** dei soggetti inclusi nello studio avesse una importante influenza l'interazione tra le variabili peso e altezza, con una correlazione positiva.

Questa interazione presenta un coefficiente angolare più elevato per i mesomorfi, indicando un aumento unitario maggiore della variabile, che può essere spiegato dalla posizione del centro di gravità in sede più craniale in questi soggetti; tale fenomeno è legato, con ogni probabilità, alla influenza della più sviluppata componente muscolare del cingolo toracico, del collo ed il peso della testa.

Il PVF dell'arto anteriore, in entrambi i gruppi, è positivamente correlato ($p < 0,05$) con l'interazione tra velocità e peso. Questo dato ripropone, in parte, quanto già conosciuto e riportato in letteratura da precedenti studi, tuttavia dalla nostra analisi risulta che non solo il peso ma la relazione con la velocità e/o con l'altezza al garrese influisce sulla variabile PVF (Budsberg et al., 1987; Voss et al., 2010; Voss et al. 2011). La velocità

esprime la sua influenza attraverso un incremento dell'accelerazione di gravità.

Per i mesomorfi l'aumento dell'altezza al garrese è inversamente proporzionale al VI, mentre è correlato positivamente all'aumento del peso; la relazione con il peso probabilmente legata alla conformazione cingolo scapolare.

Per quanto riguarda il **bipede posteriore** sia per PVF che per VI l'interazione tra peso e velocità mostra relazione lineare positiva; per i mesomorfi, sul VI, tale interazione richiede variazioni più significative per mostrare un cambiamento del VI, dato il suo coefficiente angolare pari a 1,343; questo potrebbe essere legato al centro di gravità di questi soggetti che, essendo più craniale, comporta una maggiore distribuzione del peso sul bipede anteriore.

Nel nostro modello l'influenza delle misure morfometriche nei confronti dello ST, anche quando statisticamente significativa, risultava minima. Il parametro ST, quindi, presenta frequentemente comportamento non prevedibile dalle variabili considerate nel nostro studio.

Il peso corporeo, misura della taglia del soggetto, ha confermato di avere una influenza determinante sulle GRF, sia valutato con la regressione lineare che con quella multipla.

Una considerazione importante va fatta, inoltre, sul nostro campione: tutti i soggetti selezionati, essendo mesomorfi, mostravano una certa proporzionalità nella distribuzione dei valori delle misure morfometriche, cosa che non sempre avviene nei soggetti brachimorfi e anacolimorfi. Esempio di quanto appena detto è la differenza con cui la lunghezza di omero e femore è rapportata alla lunghezza corporea in un bassotto o in un bull dog francese, rispetto a quanto avviene in un pastore tedesco o in un boxer.

Limiti dello studio sono il campione discreto, ma comunque di numerosità contenuta e l'impossibilità di confrontare i risultati tra soggetti di razze diverse, anche se appartenenti allo stesso morfotipo, per valutare le eventuali differenze riscontrabili.

- Budsberg, S. C.** (2001). Long-term temporal evaluation of ground reaction forces during development of experimentally induced osteoarthritis in dogs. *American journal of veterinary research*, 62(8), 1207-1211.
- Budsberg, S. C., Verstraete, M. C., Soutas-Little, R. W., Flo, G. L., & Probst, C. W.** (1988). Force plate analyses before and after stabilization of canine stifles for cruciate injury. *American journal of veterinary research*, 49(9), 1522-1524.
- Conzemius, M. G., Evans, R. B., Besancon, M. F., Gordon, W. J., Horstman, C. L., Hoefle, W. D., ... & Wagner, S. D.** (2005). Effect of surgical technique on limb function after surgery for rupture of the cranial cruciate ligament in dogs. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 226(2), 232-236.
- Gordon, W. J., Conzemius, M. G., Riedesel, E., Besancon, M. F., Evans, R., Wilke, V., & Ritter, M. J.** (2003). The relationship between limb function and radiographic osteoarthritis in dogs with stifle osteoarthritis. *Veterinary Surgery*, 32(5), 451-454.
- Waxman, A. S., Robinson, D. A., Evans, R. B., Hulse, D. A., Innes, J. F., & Conzemius, M. G.** (2008). Relationship between objective and subjective assessment of limb function in normal dogs with an experimentally induced lameness. *Veterinary Surgery*, 37(3), 241-246.
- Besancon, M. F., Conzemius, M. G., Derrick, T. R., & Ritter, M. J.** (2003). Comparison of vertical forces in normal greyhounds between force platform and pressure walkway measurement systems. *VCOT Archive*, 16(3), 153.
- Budsberg, S. C.** (2001). Long-term temporal evaluation of ground reaction forces during development of experimentally induced osteoarthritis in dogs. *American journal of veterinary research*, 62(8), 1207-1211.
- Klaveren, N. J., Suwankong, N., De Boer, S., Brom, W. E., Voorhout, G., Hazewinkel, H. A., & Meij, B. P.** (2005). Force plate analysis before and after dorsal decompression for treatment of degenerative lumbosacral stenosis in dogs. *Veterinary Surgery*, 34(5), 450-456.
- Krotscheck, U., Nelson, S. A., Todhunter, R. J., Stone, M., & Zhang, Z.** (2016). Long term functional outcome of tibial tuberosity advancement vs. tibial plateau leveling osteotomy and extracapsular repair in a heterogeneous population of dogs. *Veterinary Surgery*.
- Bertram, John EA, et al.** "Comparison of the trotting gaits of Labrador Retrievers and Greyhounds." *American journal of veterinary research* 61.7 (2000): 832-838.

- Hans**, E. C., Zwarthoed, B., Seliski, J., Nemke, B., & Muir, P. (2014). Variance associated with subject velocity and trial repetition during force platform gait analysis in a heterogeneous population of clinically normal dogs. *The Veterinary Journal*, 202(3), 498-502.
- Voss**, K., Galeandro, L., Wiestner, T., Haessig, M., & Montavon, P. M. (2010). Relationships of body weight, body size, subject velocity, and vertical ground reaction forces in trotting dogs. *Veterinary surgery*, 39(7), 863-869.
- Voss**, K., Wiestner, T., Galeandro, L., Hässig, M., & Montavon, P. M. (2011). Effect of dog breed and body conformation on vertical ground reaction forces, impulses, and stance times. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 24(2), 106.
- Mölsä**, Sari H., Anna K. Hielm-Björkman, and Outi M. Laitinen-Vapaavuori. "Force platform analysis in clinically healthy Rottweilers: comparison with Labrador Retrievers." *Veterinary Surgery* 39.6 (2010): 701-707.
- Budsberg**, S. C., Verstraete, M. C., & Soutas-Little, R. W. (1987). Force plate analysis of the walking gait in healthy dogs. *American journal of veterinary research*, 48(6), 915-918.
- Evans** RB, Gordon W, Conzemius M. The effect of velocity on ground reaction forces in dogs with lameness attributable to tearing of the cranial cruciate ligament. *Am J Vet Res* 64(12):1479-81, 2003.
- Alexander**, RMcN, and A. S. Jayes. "A dynamic similarity hypothesis for the gaits of quadrupedal mammals." *Journal of zoology* 201.1 (1983): 135-152.

Capitolo 5

Conclusioni

Il nostro studio evidenzia come il peso e l'altezza al garrese, non solo come variabili singole, ma soprattutto come interazione, rappresentino i parametri di maggiore influenza sulle GRF.

Infatti è l'interazione tra peso, velocità e misure morfometriche a determinare, nel modello da noi impiegato, la variazione delle GRF, tra cani con diversa morfologia, piuttosto che l'effetto singolo.

Risulta, inoltre, evidente come i modelli statistici utilizzati nel nostro studio e in letteratura spieghino solo in parte l'influenza delle misure morfometriche, del peso e dell'altezza sulle GRF.

Attualmente, nonostante le normalizzazioni per peso e altezza proposte in letteratura (Budsberg et al., 1987; McLaughlin, 2001; Mölsä et al., 2010; Voss et al., 2011), non è possibile confrontare i valori delle GRF in cani che non appartengano alla stessa razza.

Nuove formule, che tengano conto delle interazioni risultate significative dal nostro studio, potrebbero essere valutate per la normalizzazione delle GRF.

Alla luce dei risultati ottenuti e dall'analisi della letteratura attinente all'argomento, sono necessari ulteriori studi, con un maggiore numero di soggetti, che tengano in opportuna considerazione la variabilità che gli angoli disegnati dalle articolazioni degli arti possano avere sulle GRF dei vari morfotipi.

Probabilmente l'associazione degli studi di cinetica e di cinematica potrebbe contribuire a colmare questa carenza di conoscenza e meglio spiegare gli effetti delle caratteristiche morfologiche sulle GRF.

- Budsberg, S. C., Verstraete, M. C., & Soutas-Little, R. W. (1987).** Force plate analysis of the walking gait in healthy dogs. *American journal of veterinary research*, 48(6), 915-918.
- McLaughlin, R. M. (2001).** Kinetic and kinematic gait analysis in dogs. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, 31(1), 193-201.
- Voss, K., Wiestner, T., Galeandro, L., Hässig, M., & Montavon, P. M. (2011).** Effect of dog breed and body conformation on vertical ground reaction forces, impulses, and stance times. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 24(2), 106.